

**UNIVERSITE DE LILLE**

**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année de soutenance : 2022

N°:

THESE POUR LE

**DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement le 7 juillet 2022

Par Martin Varlet

Né le 21-10-1996 à Boulogne-sur-mer

**Principes et applications du LASER en odontologie prothétique.**

**JURY**

Président :

Monsieur le Professeur Behin

Assesseurs :

Monsieur le Docteur Mayer

Monsieur le Docteur Vandomme

Monsieur le Docteur Hamouch

|                                           |   |                            |
|-------------------------------------------|---|----------------------------|
| Président de l'Université                 | : | Pr. J-C. CAMART Directrice |
| Généraliste des Services de l'Université  | : | M-D. SAVINA                |
| Doyen UFR3S                               | : | Pr. D. LACROIX             |
| Directrice des Services d'Appui UFR3S     | : | G. PIERSON                 |
| Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S | : | Pr. C. DELFOSSE            |
| Responsable des Services                  | : | M. DROPSIT                 |
| Responsable de la Sclolarité              | : | G. DUPONT                  |

### **PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTE.**

#### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES :**

|                    |                                                                                                           |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| P. BEHIN           | Prothèses                                                                                                 |
| T. COLARD          | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux                                                              |
| <b>C. DELFOSSE</b> | <b>Responsable du Département d'Odontologie<br/>Pédiatrique Doyen de la faculté d'Odontologie – UFR3S</b> |
| E. DEVEAUX         | Dentisterie Restauratrice Endodontie                                                                      |

## MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

|                      |                                                                                                                 |
|----------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| K. AGOSSA            | Parodontologie                                                                                                  |
| T. BECAVIN           | Dentisterie Restauratrice Endodontie                                                                            |
| A. BLAIZOT           | Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.                                            |
| P. BOITELLE          | Prothèses                                                                                                       |
| <b>F. BOSCHIN</b>    | Responsable du Département de <b>Parodontologie</b>                                                             |
| <b>E. BOCQUET</b>    | Responsable du Département d' <b>Orthopédie Dento-Faciale</b>                                                   |
| <b>C. CATTEAU</b>    | Responsable du Département de <b>Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.</b>       |
| X. COUTEL            | Biologie Orale                                                                                                  |
| A. de BROUCKER       | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux                                                                    |
| M. DEHURTEVENT       | Prothèses                                                                                                       |
| T. DELCAMBRE         | Prothèses                                                                                                       |
| F. DESCAMP           | Prothèses                                                                                                       |
| M. DUBAR             | Parodontologie                                                                                                  |
| A. GAMBIEZ           | Dentisterie Restauratrice Endodontie                                                                            |
| F. GRAUX             | Prothèses                                                                                                       |
| <b>P. HILDELBERT</b> | Responsable du Département de <b>Dentisterie Restauratrice Endodontie</b>                                       |
| C. LEFEVRE           | Prothèses                                                                                                       |
| J.L. LEGER           | Orthopédie Dento-Faciale                                                                                        |
| M. LINEZ             | Dentisterie Restauratrice Endodontie                                                                            |
| T. MARQUILLIER       | Odontologie Pédiatrique                                                                                         |
| G. MAYER             | Prothèses                                                                                                       |
| <b>L. NAWROCKI</b>   | Responsable du Département de <b>Chirurgie Orale</b><br>Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU Lille |
| <b>C. OLEJNIK</b>    | Responsable du Département de <b>Biologie Orale</b>                                                             |
| W. PACQUET           | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux                                                                    |
| P. ROCHER            | Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux                                                                    |
| L. ROBBERECHT        | Dentisterie Restauratrice Endodontie                                                                            |
| <b>M. SAVIGNAT</b>   | Responsable du Département des <b>Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux</b>                              |
| T. TRENTESAUX        | Odontologie Pédiatrique                                                                                         |
| <b>J. VANDOMME</b>   | Responsable du Département de <b>Prothèses</b>                                                                  |

### ***Réglementation de présentation du mémoire de Thèse***

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

***Aux membres du jury.***

**Monsieur le Professeur Pascal BEHIN**

**Professeur des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux dentaires (Paris V)

Certificat d'Etudes Supérieures de Prothèse Fixée (Paris V)

Docteur en Odontologie de l'Université Paris DESCARTES (Paris V)

Habilitation à Diriger des Recherches (Université de Lille)

Responsable Unité Fonctionnelle de Prothèses

*Professeur Behin,*

*Vous me faites l'honneur de présider ce jury de thèse et je vous en remercie.*

*Veuillez trouver dans ce travail l'expression de mon plus profond respect.*

**Monsieur le Docteur Grégoire MAYER**

**Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

Certificat d'Etudes Spécialisées de Prothèse Amovible Totale

Diplôme d'Etudes Approfondies Génie Biologique et Médical - option Biomatériaux

Médaille de bronze de la Défense Nationale (Agrafe « Service de Santé »)

*Docteur Mayer,*

*Vous avez accepté de faire partie de ce jury de thèse et je vous en remercie.*

*Je vous remercie pour votre pédagogie et vos conseils.*

*Veuillez trouver dans cette thèse l'expression de mon plus profond respect.*

**Monsieur le Docteur Salim HAMOUCH**

**Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD**

*Section Chirurgie Orale, Parodontologie, Biologie Orale*

*Département Biologie Orale*

Docteur en Chirurgie Dentaire

*Docteur Hamouch,*

*Tu as accepté de faire partie de mon jury et je t'en remercie.*

*Merci pour ton amical soutien.*

**Monsieur le Docteur Jérôme VANDOMME**

**Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier des CSERD**

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Biologie de l'Université de Lille2

Master II Biologie Santé

Master I des Sciences Biologiques et Médicales

Responsable du Département de Prothèses

Assesseur aux Nouvelles Technologies

*Docteur Vandomme,*

*Vous m'avez fait l'honneur de diriger cette thèse et je vous en remercie.*

*Je vous suis reconnaissant pour votre investissement et pour le temps que vous m'avez  
accordé.*

*Merci aussi pour votre écoute, votre patience, votre soutien.*

*Veuillez trouver dans cette thèse l'expression de mon plus profond respect.*

## TABLES DES MATIERES

|                                                       |    |
|-------------------------------------------------------|----|
| INTRODUCTION .....                                    | 1  |
| I Histoire du LASER .....                             | 2  |
| I.1 Découverte du LASER.....                          | 2  |
| I.1.1 Les travaux sur l'émission spontanée.....       | 2  |
| I.1.2 Les travaux sur la cavité de résonance .....    | 2  |
| I.1.3 Les travaux sur le système de pompage.....      | 3  |
| I.1.4 La création du LASER.....                       | 3  |
| I.2 Introduction du LASER en odontologie.....         | 5  |
| II Principes de fonctionnement du LASER .....         | 6  |
| II.1 Propriétés de la lumière LASER.....              | 6  |
| II.1.1 Monochromatique.....                           | 7  |
| II.1.2 Cohérente .....                                | 7  |
| II.1.3 Unidirectionnelle .....                        | 8  |
| II.2 Les mécanismes d'absorption et d'émission .....  | 9  |
| II.2.1 Absorption .....                               | 9  |
| II.2.2 Émission spontanée .....                       | 10 |
| II.2.3 Émission stimulée .....                        | 11 |
| II.3 Les composants du LASER.....                     | 12 |
| II.3.1 Le milieu amplificateur .....                  | 12 |
| II.3.2 Le système de pompage .....                    | 12 |
| II.3.3 La cavité de résonance.....                    | 13 |
| III L'action du LASER sur les différents tissus ..... | 14 |
| III.1 Les interactions du LASER avec les tissus ..... | 14 |
| III.1.1 Transmission.....                             | 14 |
| III.1.2 Réflexion .....                               | 15 |
| III.1.3 Absorption .....                              | 15 |
| III.1.4 La diffusion .....                            | 15 |
| III.2 Les effets du LASER sur les tissus.....         | 15 |
| III.2.1 L'effet photothermique.....                   | 16 |
| III.2.2 L'effet photomécanique .....                  | 16 |
| III.2.3 L'effet photoélectrique.....                  | 16 |
| III.2.4 Les effets sub-ablatifs.....                  | 17 |
| III.2.4.1 L'effet photochimique .....                 | 17 |

|           |                                                                              |    |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------|----|
| III.2.4.2 | La fluorescence .....                                                        | 17 |
| III.2.4.3 | La photomodulation .....                                                     | 17 |
| IV        | Le LASER au sein du cabinet dentaire .....                                   | 18 |
| IV.1      | Les caractéristiques importantes des LASERS pour la chirurgie dentaire ..... | 18 |
| IV.1.1    | Le mode de fonctionnement .....                                              | 18 |
| IV.1.2    | Le mode de transmission.....                                                 | 19 |
| IV.1.3    | Paramètres et réglages.....                                                  | 20 |
| IV.1.4    | La taille du spot .....                                                      | 21 |
| IV.2      | La classification selon la dangerosité des LASERS .....                      | 21 |
| IV.3      | La sécurité .....                                                            | 22 |
| IV.3.1    | La personne compétente en sécurité LASER.....                                | 22 |
| IV.3.2    | Équipements de protections .....                                             | 23 |
| IV.3.3    | L'organisation du cabinet .....                                              | 23 |
| IV.4      | Les différents LASERS sur le marché.....                                     | 25 |
| IV.4.1    | Le LASER KTP.....                                                            | 25 |
| IV.4.2    | Le LASER diode .....                                                         | 25 |
| IV.4.3    | Le LASER Nd : YAG .....                                                      | 26 |
| IV.4.4    | Le LASER Er : YAG.....                                                       | 27 |
| IV.4.5    | Le LASER CO <sub>2</sub> .....                                               | 28 |
| V         | Applications en prothèse fixée .....                                         | 30 |
| V.1       | Gestion de l'enregistrement de la limite de préparation .....                | 30 |
| V.1.1     | Objectif.....                                                                | 30 |
| V.1.2     | Apport du LASER dans l'enregistrement.....                                   | 31 |
| V.1.3     | Comparaison des différentes techniques .....                                 | 33 |
| V.1.4     | Exemple de protocole d'accès aux limites de préparation au LASER Diode ..... | 34 |
| V.2       | Élongation coronaire.....                                                    | 36 |
| V.2.1     | Objectif.....                                                                | 36 |
| V.2.2     | Apport du LASER dans l'allongement coronaire .....                           | 37 |
| V.2.3     | Cas clinique d'une élongation coronaire au LASER .....                       | 38 |
| V.2.4     | Choix et réglage du LASER pour l'élongation coronaire .....                  | 40 |
| V.3       | Traitement des surfaces des reconstitutions lors du collage. ....            | 41 |
| V.3.1     | Traitement des surfaces dentaires au LASER .....                             | 41 |
| V.3.2     | Traitement de l'intrados prothétique au LASER .....                          | 42 |
| V.4       | Dépose de reconstitutions collées en céramique.....                          | 44 |
| V.4.1     | Objectif.....                                                                | 44 |

|          |                                                                          |    |
|----------|--------------------------------------------------------------------------|----|
| V.4.2    | Apport du LASER dans la dépose des restaurations adhésives .....         | 45 |
| V.4.3    | Utilisation du LASER pour la dépose de facettes .....                    | 45 |
| VI       | Applications du LASER en prothèse amovible .....                         | 47 |
| VI.1     | Utilisation du LASER dans le cadre de la chirurgie pré-prothétique ..... | 47 |
| VI.1.1   | Intérêt du LASER en chirurgie pré-prothétique.....                       | 47 |
| VI.1.2   | Approfondissement vestibulaire .....                                     | 48 |
| VI.1.2.1 | Objectif.....                                                            | 48 |
| VI.1.2.2 | Cas clinique .....                                                       | 48 |
| VI.1.3   | Autres applications .....                                                | 50 |
| VI.1.3.1 | Traitement des hyperplasies gingivales.....                              | 50 |
| VI.1.3.2 | Résection des brides et freins.....                                      | 51 |
| VI.2     | Le traitement de surface de la résine acrylique avant rebasage.....      | 52 |
| VII      | La soudure LASER intra-orale.....                                        | 54 |
| VII.1    | Début de la soudure intra-orale en implantologie .....                   | 54 |
| VII.2    | Données actuelles sur le soudage LASER en implantologie .....            | 55 |
| VII.3    | Exemples d'utilisation du soudage LASER en implantologie .....           | 55 |
| VII.3.1  | Mise en charge immédiate d'une prothèse complète implanto-stabilisée     | 55 |
| VII.3.2  | Soudure d'armature de bridge .....                                       | 58 |
| VII.4    | Perspectives .....                                                       | 61 |
| VIII     | Conclusion .....                                                         | 62 |
|          | TABLE DES ILLUSTRATIONS.....                                             | 63 |
|          | TABLE DES TABLEAUX.....                                                  | 65 |
|          | BIBLIOGRAPHIE.....                                                       | 66 |

## INTRODUCTION

Le mot « LASER » est un acronyme issu de l'anglais, signifiant Amplification de la Lumière par Émission Stimulée de Radiation. Il s'agit d'un appareil qui émet un rayon lumineux d'une seule couleur, de façon cohérente et rectiligne.

Le LASER est utilisé dans de nombreux domaines : militaire, nucléaire, artistique, métrologique, médical.

En chirurgie dentaire, le LASER est proposé depuis plusieurs années déjà comme un outil performant et efficace pour de nombreuses utilisations.

Les applications cliniques sont variées, la plus connue étant la chirurgie. Mais le LASER est aussi utilisé pour la désinfection canalaire, la gestion de l'hypersensibilité dentaire, la détection de carie, l'implantologie, la parodontologie [1].

De nouvelles indications émergent, notamment en odontologie prothétique.

L'objectif de cette thèse est de présenter les nouvelles applications cliniques du LASER en odontologie prothétique. Pour commencer, nous verrons l'histoire du LASER ainsi que son fonctionnement, puis nous aborderons ses applications en prothèse fixée et amovible.

# I Histoire du LASER

## I.1 Découverte du LASER

Avant d'aborder l'histoire du LASER, il faut comprendre que le LASER est constitué de 3 éléments principaux que nous reverrons plus en détail par la suite :

- un milieu actif amplificateur (émission spontanée) ;
- une cavité de résonance ;
- un système de pompage.

Le LASER est une technologie assez récente qui date du siècle dernier dont l'invention résulte de nombreuses recherches et découvertes.

### I.1.1 Les travaux sur l'émission spontanée

En 1917, les travaux d'Albert Einstein sur l'absorption de lumière par la matière, puis son **émission spontanée et stimulée** posent les bases scientifiques du LASER [2][3].

### I.1.2 Les travaux sur la cavité de résonance

Fabry et Perot en 1898 mettent en place un interféromètre optique constitué de deux miroirs, dans lesquels la lumière effectue des allers-retours et ressort partiellement. C'est l'ancêtre de la **cavité optique** utilisée dans le LASER.

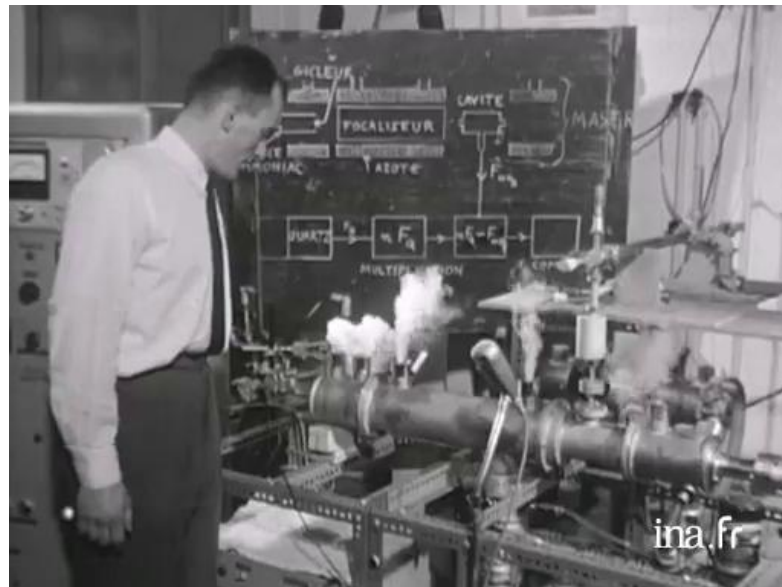
Il faut attendre 1958 et les travaux de Townes et Schallow pour voir apparaître le résonateur optique que l'on connaît actuellement dans le LASER [1].

### I.1.3 Les travaux sur le système de pompage

C'est en 1950 que Kastler invente le **pompage optique** ; il recevra le prix Nobel pour cette découverte en 1966.

### I.1.4 La création du LASER

En 1953, Charles Townes découvre le MASER (Amplification de Micro-onde par Emission Stimulée de Rayonnement) (Figure 1), ancêtre du LASER. Il est notamment utilisé dans les premières horloges atomiques. Sa mise en place difficile conduira à de nouvelles recherches qui aboutiront à la découverte du LASER [4].



*Figure 1: MASER à l'ammoniac d'une horloge atomique [5]*

En 1960, le physicien américain Theodore Maiman, qui est considéré par certains auteurs comme l'inventeur du LASER, crée le premier oscillateur à rubis qui permettra d'ouvrir la voie du LASER dans le domaine médical [6] (Figure 2).



*Figure 2: Théodore Maiman et son LASER [7]*

De 1967 à 1970, grâce au potentiel de coupe des tissus mous du LASER CO<sub>2</sub>, des études sont publiées sur les utilisations chirurgicales de ce LASER, notamment par les docteurs Polanyi et Jako [4].

Au début des années 1980, les LASERS deviennent plus petits et plus puissants. Cependant, ces LASERS sont des LASERS à émission continue qui présentent l'inconvénient d'être non sélectifs et ainsi de chauffer et abimer les tissus. La révolution vient au début des années 90, grâce au LASER à pulsation qui permet d'être sélectif et de détruire en priorité les tissus anormaux. L'arrivée de dispositif de numérisation et de planification permettra d'accroître encore la précision et la sélectivité des LASERS.

La chirurgie esthétique profitera de ces améliorations pour introduire le LASER dans sa pratique [4].

## I.2 Introduction du LASER en odontologie

Les premières traces de l'utilisation du LASER dans le domaine dentaire sont retrouvées peu de temps après la découverte du LASER. C'est Goldman et son équipe, en 1964, qui les premiers vont évoquer la possibilité d'utiliser le LASER afin de détruire du tissu carieux. Dans cette expérience, c'est un LASER à rubis qui est utilisé sur des dents extraites. Les destructions carieuses sont étudiées au microscope. Les auteurs remarquent qu'elles sont variables d'une dent à l'autre, allant d'un simple petit trou jusqu'à l'élimination complète du tissu carieux [8] (Figure 3).



Broad area of impact in a deep carious area by transmission of the laser beam through a special glass rod. The laser beam is from a pulsed ruby laser of 90-joules exit energy

*Figure 3: extrait de la publication de Goldman de 1964 [8]*

À la suite de cela, plusieurs publications évoqueront les possibilités du LASER dans le domaine dentaire.

Mais il faut véritablement attendre 1989 pour avoir la commercialisation d'un LASER à usage dentaire. C'est un dentiste américain, le docteur Terry Myers, qui en est à l'origine. Ce premier LASER est un LASER Nd : Yag compatible avec un usage intra-oral, ce qui va permettre au LASER de gagner en popularité auprès des dentistes.

En 1989, Keller et Hibst vont travailler sur un LASER pulsé à l'Erbium qui sortira dans le commerce en 1995. Ce LASER est plus efficace pour la coupe des tissus durs notamment l'émail, la dentine et l'os. À la suite de cela, d'autres LASERS vont arriver sur le marché pour l'usage dentaire, notamment des LASERS Nd :Yag, CO<sub>2</sub>, Argon, Er,Cr:YSGG et diode. Il existe alors une multitude de LASERS différents sur le marché pour répondre à des applications cliniques grandissantes [4].

## II Principes de fonctionnement du LASER

Le LASER est une source lumineuse aux propriétés particulières.

### II.1 Propriétés de la lumière LASER

La lumière est une onde électromagnétique qui se propage dans le vide à la vitesse  $3 \times 10^8$  m.s<sup>-1</sup> notée « c » et appelée célérité. Cette onde lumineuse est caractérisée par :

- sa longueur d'onde notée  $\lambda$  qui correspond à la distance horizontale entre 2 creux consécutifs (Figure 4) ;

$$\lambda = \frac{c}{\nu}$$

$\nu$  est la fréquence en Hertz (Hz),  $\lambda$  est la longueur d'onde (m), c la célérité (m.s<sup>-1</sup>).

- son amplitude qui correspond à la distance verticale entre le sommet de la crête et l'axe central de l'onde (Figure 4).

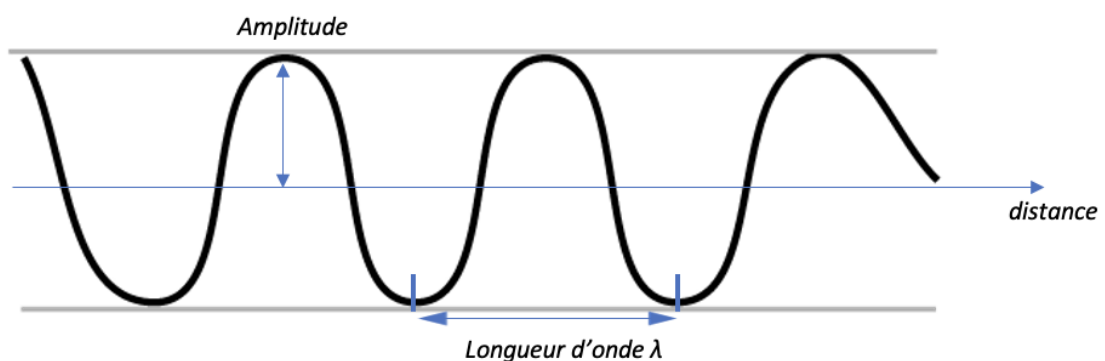


Figure 4: onde électromagnétique [9]

Elle est aussi une forme d'énergie ; cette énergie est transportée par des photons dont l'énergie est calculée avec la formule suivante [10] :

$$E = h \nu$$

h est la constante de Planck (J.s),  $\nu$  est la fréquence en Hertz (Hz), E est l'énergie (J).

### II.1.1 Monochromatique

La lumière d'un LASER est dite monochromatique, c'est-à-dire que les ondes lumineuses émises sont d'une même longueur d'onde et de même énergie.

Cela explique l'existence de plusieurs types de LASER avec des longueurs d'onde différentes, chaque longueur d'onde ayant une indication clinique.

La lumière LASER diffère de la lumière « blanche » qui vient du soleil. Cette lumière « blanche » est polychromatique, c'est-à-dire constituée de toutes les longueurs d'onde allant du violet au rouge. Cette lumière blanche également dite « visible » se trouve dans une petite partie du spectre électromagnétique, entre les longueurs d'onde 400 nm et 800 nm (Figure 5).

Les LASERS se situent essentiellement dans des longueurs d'onde du spectre visible et infra-rouge [11,12] (Figure 5).

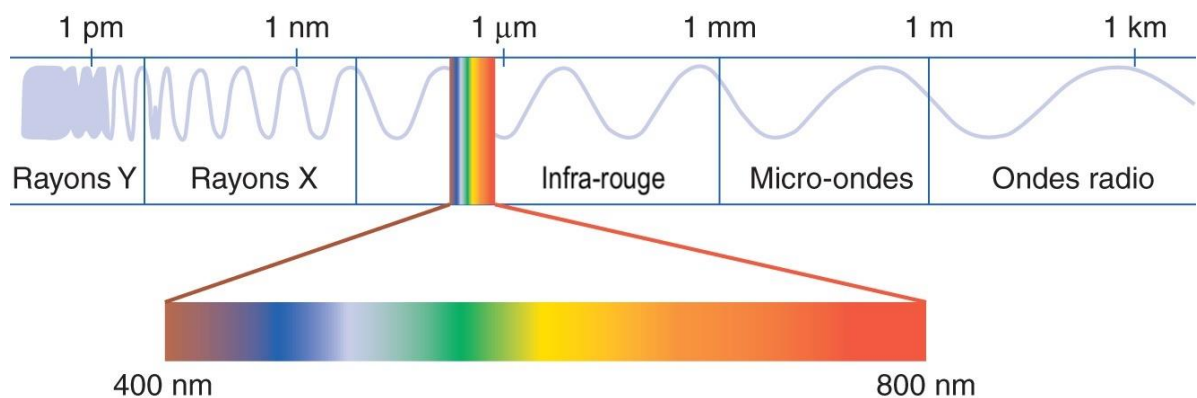


Figure 5: spectre électromagnétique [9]

### II.1.2 Cohérente

Le rayon LASER émis est cohérent, c'est-à-dire que l'ensemble des photons émis sont en phase dans l'espace et dans le temps. Plus le faisceau LASER est cohérent, plus on peut le focaliser précisément (Figure 6).

### II.1.3 Unidirectionnelle

Les ondes émises sont unidirectionnelles, elles se dirigent dans la même direction ce qui forme un faisceau étroit de lumière. Cela permet au faisceau LASER de se propager sur de longues distances avec une faible divergence et une puissance élevée [11] (Figure 6).

La lumière visible, quant à elle, se propage dans toutes les directions.

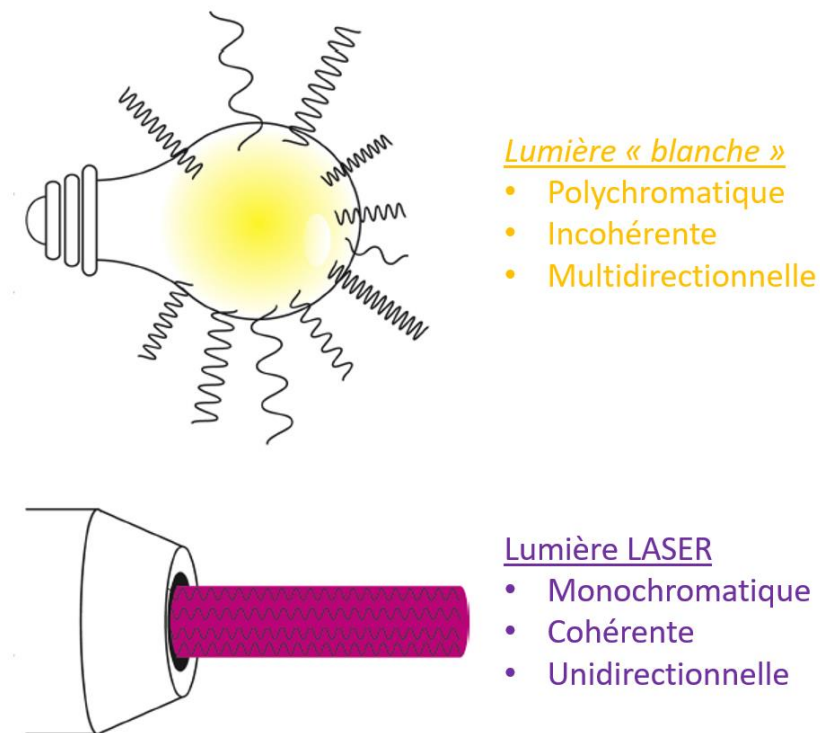


Figure 6: schéma récapitulatif des propriétés de la lumière [11]

La quantité d'énergie absolue produite par un LASER est assez faible. Ce qui fait la force de cette technologie, c'est la capacité du LASER à concentrer l'énergie dans un petit volume, la densité énergétique étant élevée.

## II.2 Les mécanismes d'absorption et d'émission

Pour comprendre ce mécanisme, il faut revoir quelques bases de physique.

L'atome est formé d'un noyau constitué de protons et de neutrons, qui sont entourés d'électrons qui forment un nuage autour de celui-ci.

Le nuage électronique est stratifié en niveaux d'énergie, qui définissent des couches et des sous-couches d'énergies différentes. La couche la plus proche du noyau est la plus faible en énergie (Figure 7).

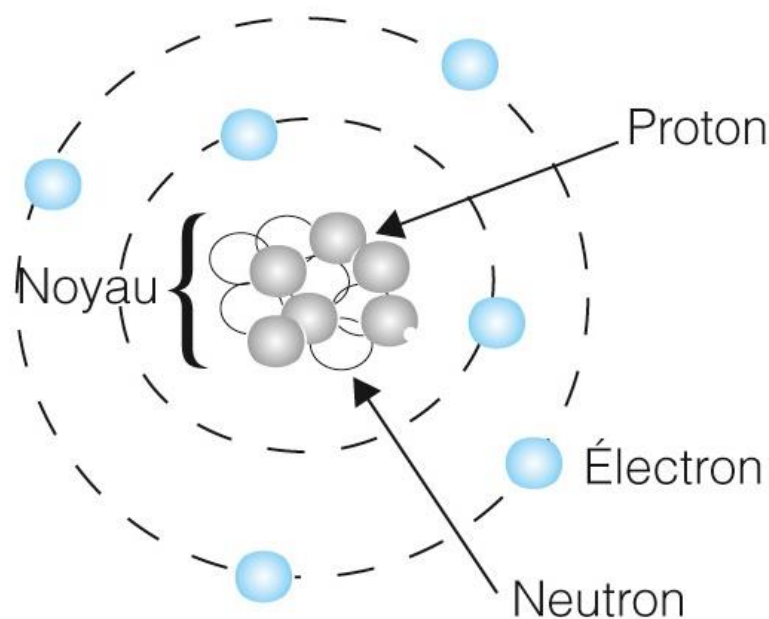


Figure 7: schéma d'un atome [13]

### II.2.1 Absorption

Un électron situé sur une couche électronique d'un niveau d'énergie  $E_1$  va absorber un photon d'énergie  $\Delta E$  issu d'un rayonnement pour arriver sur une couche électronique d'énergie supérieure  $E_2$  : c'est l'absorption. On dit alors que l'atome est dans un état excité, l'électron s'éloigne de son noyau. Si l'énergie est suffisante, l'électron peut « quitter » l'atome, on parle d'ionisation. Le photon doit avoir exactement l'énergie  $\Delta E$  nécessaire à la transition et l'électron ne peut absorber qu'un seul photon (Figure 8).

$$\Delta E = E_2 - E_1$$

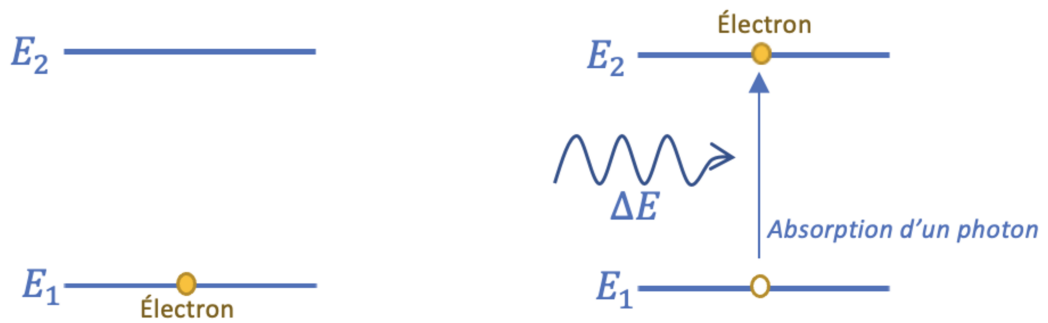


Figure 8: schéma du phénomène d'absorption [14]

### II.2.2 Émission spontanée

L'électron se trouve sur une couche d'énergie  $E_2$ . Il peut de manière spontanée retourner sur une couche d'énergie plus faible  $E_1$ , en émettant un photon d'énergie  $\Delta E$ . Le phénomène d'émission spontanée est aléatoire, il ne peut pas être prévu dans le temps. La direction du photon émis est aléatoire (Figure 9).

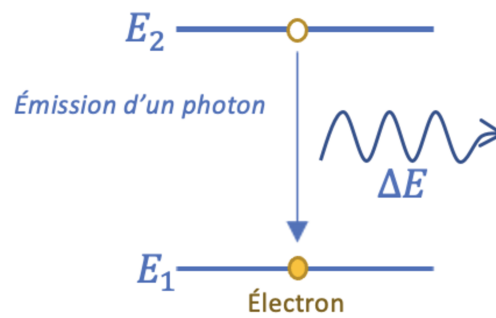


Figure 9: schéma du phénomène d'émission spontanée [14]

### II.2.3 Émission stimulée

Un photon incident d'énergie  $\Delta E$  qui passe à côté d'un électron situé sur un niveau d'énergie  $E_2$ , va provoquer le passage de cet électron vers un niveau d'énergie  $E_1$  avec l'émission d'un deuxième photon d'énergie  $\Delta E$  identique. Le photon émis est en phase avec le photon incident, ils sont identiques (fréquence, direction, longueur d'onde, énergie) (Figure 10).

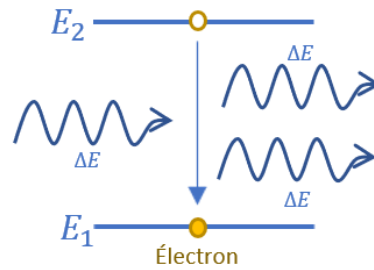


Figure 10: schéma du phénomène d'émission stimulée [14]

## II.3 Les composants du LASER

Le LASER est constitué de 3 éléments : un milieu actif, une cavité de résonance et un système de pompage (Figure 11).

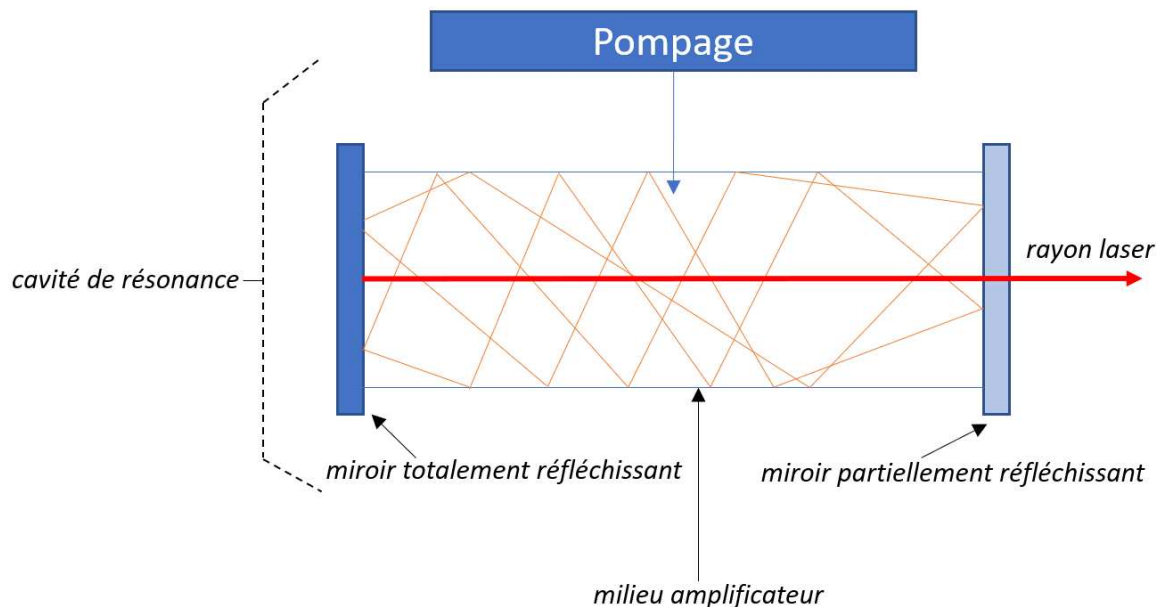


Figure 11: schéma d'un LASER [14]

### II.3.1 Le milieu amplificateur

Le milieu amplificateur, ou milieu actif, est un milieu artificiel ou naturel, sous forme liquide, solide ou gazeuse. Le milieu détermine la longueur d'onde et le type de LASER. Lorsque qu'il est stimulé, il émet un rayon LASER grâce au principe d'émission-absorption vu précédemment. Par exemple en chirurgie-dentaire, on utilise régulièrement du  $\text{CO}_2$  ou de l'erbium [15].

### II.3.2 Le système de pompage

Le système de pompage est une source d'énergie qui permet de porter les atomes du milieu amplificateur dans un état excité, c'est l'inversion de population. Il existe différentes méthodes de pompage : électrique, chimique et optique. Une partie de cette énergie sera

restituée sous la forme d'un rayonnement, l'autre partie sera convertie en énergie thermique. Le rendement d'un LASER est faible : seulement 3 à 10% de l'énergie incidente est convertie en lumière [4,15].

### II.3.3 La cavité de résonance

La cavité de résonance est constituée de 2 miroirs :

- un miroir totalement réfléchissant qui renvoie l'ensemble des rayonnements ;
- un miroir partiellement réfléchissant qui transmet une petite fraction de l'onde lumineuse. L'autre fraction est renvoyée dans la cavité afin d'amplifier et de renforcer l'onde lumineuse qui circule dans le LASER. L'onde transmise constitue le faisceau LASER.

Finalement, c'est une réaction exponentielle. Les photons sont réfléchis par les miroirs : ils se retrouvent à chaque fois dans le milieu amplificateur pour stimuler encore plus d'atomes, ce qui va libérer d'avantage de photons.

### III L'action du LASER sur les différents tissus

#### III.1 Les interactions du LASER avec les tissus

Il existe 4 types d'interactions du rayon LASER avec le tissu : la diffusion, la réflexion, l'absorption et la transmission. La connaissance de ces interactions est primordiale pour la compréhension des effets du LASER sur les tissus (Figure 12).

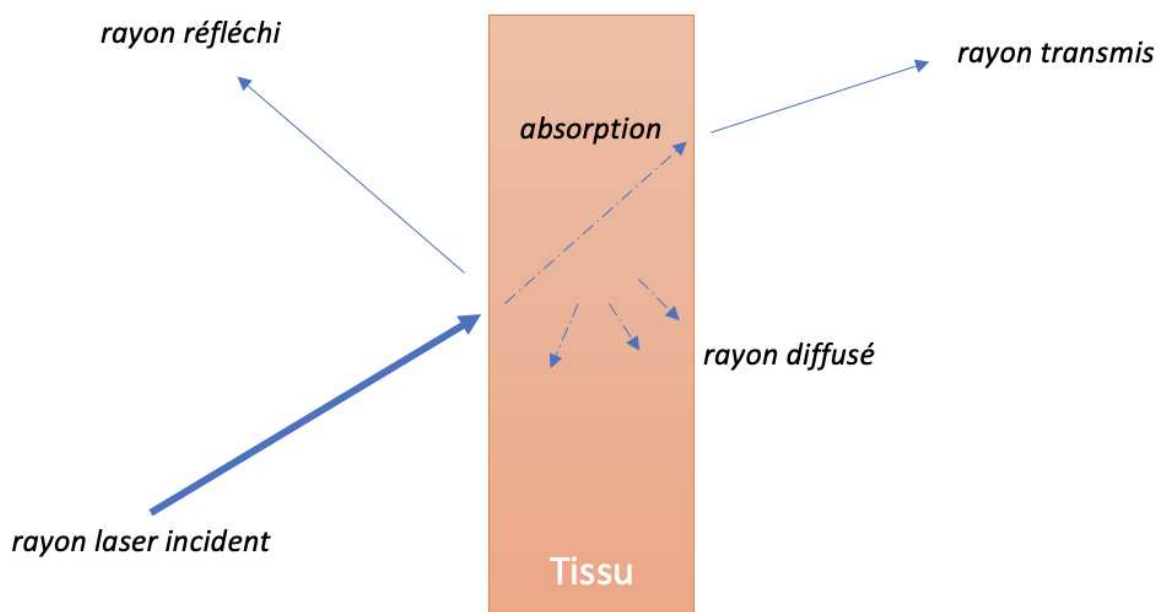


Figure 12: schéma des interactions LASER-tissus inspiré de [16,17]

##### III.1.1 Transmission

La transmission, c'est lorsque le rayonnement traverse le tissu. Plus le tissu est transparent, plus le rayonnement est transmis. Elle dépend aussi de la longueur d'onde du LASER. Effectivement, les LASERS Nd : YAG de courte longueur d'onde sont transmis de manière importante dans l'eau, contrairement au LASER Er : YAG qui sont peu transmis. Ils entraînent donc une élévation de la température de l'eau plus importante.

### III.1.2 Réflexion

Lors de la réflexion, le rayon est « renvoyé » avec un certain angle, sans pénétration ou interaction avec le tissu. Cette réflexion représente un risque important pour les yeux. L'état de surface du tissu, soit rugueuse, soit lisse, va également influencer la réflexion.

Ce phénomène peut concerner 30% à 50% du rayonnement de certains LASERS.

### III.1.3 Absorption

Lors de l'absorption, l'énergie du rayon incident est transmise et absorbée par le tissu qui va réagir de différentes manières : ce sont ces interactions qui sont capitales dans le mode d'action du LASER sur les tissus.

### III.1.4 La diffusion

Dans la diffusion, le rayon incident réagit avec la matière et la direction du rayon est modifiée. Cela permet de répartir l'énergie absorbée, mais cela entraîne une irradiation plus grande des tissus (par rapport au spot LASER). Elle se produit plus facilement avec de petites longueurs d'onde [11].

## III.2 Les effets du LASER sur les tissus

On peut classer les effets du LASER sur les tissus en 2 groupes ablatifs et sub-ablatifs.

Les effets ablatifs entraînent différents effets :

- photothermique ;
- photomécanique ;
- photoélectrique ;

Les effets sub-ablatifs provoquent les effets suivants :

- photochimique ;
- fluorescence ;
- photomodulation.

### III.2.1 L'effet photothermique

L'effet thermique dépend du temps d'échauffement et de l'inclinaison du rayon LASER incident : c'est le mode d'action prépondérant actuellement. On observe plusieurs mécanismes qui vont du moins puissant au plus puissant :

- l'hyperthermie : c'est une augmentation de la température de quelques degrés, qui aboutit à une modification enzymatique voire à la mort cellulaire dans certains cas ;
- la coagulation : c'est une augmentation plus importante de la température (entre 50 et 100 degrés) qui aboutit à une nécrose irréversible, il n'y a pas d'élimination tissulaire immédiate. On observe une contraction, un dessèchement et un blanchiment des tissus ;
- la vaporisation : c'est une augmentation très importante de la température (supérieure à 100 degrés), qui porte à ébullition les liquides cellulaires. Les cellules disparaissent en une fraction de seconde sous forme de vapeur [18,19].

### III.2.2 L'effet photomécanique

L'impact du LASER va produire un plasma, qui va aboutir à l'apparition d'ondes de choc qui vont briser les structures, et provoquer une rupture mécanique de la structure tissulaire.

### III.2.3 L'effet photoélectrique

Aussi appelé effet photoablatif, il en découle une ablation pure du matériau sans lésions thermiques. Lorsque le champ électrique associé à la lumière devient supérieur à l'énergie de liaison des molécules du tissu, les éléments tissulaires sont vaporisés sans production de chaleur [20].

### III.2.4 Les effets sub-ablatifs

#### III.2.4.1 *L'effet photochimique*

Il existe des réactions chimiques de la lumière avec les macromolécules des tissus, par exemple, la photosynthèse. La thérapie photodynamique repose sur l'effet photochimique. Elle consiste en l'administration d'un agent photosensibilisant exogène qui va venir se fixer sur la zone d'intérêt. Ensuite, on irradie la zone avec un faisceau LASER d'une longueur d'onde qui correspond au photosensibilisant avec une intensité faible sur une durée assez longue (plusieurs minutes), ce qui aboutit à la libération de molécules cytotoxiques et la destruction cellulaire.

#### III.2.4.2 *La fluorescence*

Dans le domaine dentaire, la détection de la carie par fluorescence repose aussi sur ce mécanisme photochimique : dans la carie certaines bactéries vont devenir fluorescentes lorsqu'elles sont soumises à des longueurs d'onde spécifiques ce qui permet la détection des caries [18].

#### III.2.4.3 *La photomodulation*

La Thérapie Laser Basse Énergie repose sur la photomodulation. L'énergie lumineuse du LASER est transmise aux cellules, qui produisent une réponse métabolique qui apporte des propriétés antalgiques et de cicatrisation.

## IV Le LASER au sein du cabinet dentaire

### IV.1 Les caractéristiques importantes des LASERS pour la chirurgie dentaire

#### IV.1.1 Le mode de fonctionnement

Un LASER possède deux modes d'émission : le mode pulsé et le mode continu (Figure 13).

Le **mode continu** : le faisceau LASER est de puissance constante pendant le temps de l'émission. Cela entraîne un échauffement important du tissu cible et une dégradation des tissus adjacents. Cela concerne surtout la chirurgie des tissus mous.

Le **mode pulsé** : le faisceau LASER fonctionne par de brèves impulsions de puissance importante ; la puissance maximale au moment de l'impulsion est la « puissance de crête ».

La période de « repos » entre les impulsions permet au tissu irradié de ne pas monter trop en température.

On peut obtenir un mode pulsé de 2 façons différentes :

- avec un obturateur mécanique (LASER pulsé classique) ;
- avec une chambre de résonance particulière (LASER Q-Switch).

La différence repose dans le fait que les LASERS Q-Switch peuvent réaliser des impulsions de puissance plus importante.

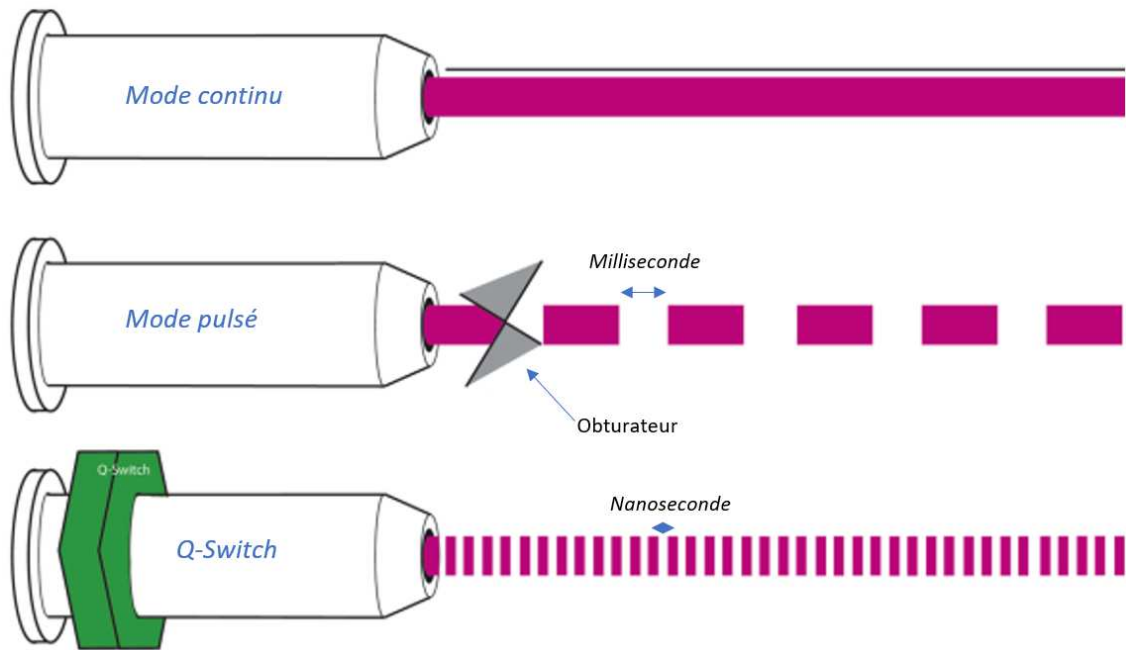


Figure 13: schéma des modes d'émission du LASER [11]

#### IV.1.2 Le mode de transmission

Il existe deux types de transmissions possibles : le bras articulé ou la fibre optique.

La fibre optique est le mode de transmission le plus répandu, elle est le plus souvent en fibre de verre. Elle assure une excellente maniabilité avec un rendement de 80% sur la majorité des longueurs d'onde. La fibre de verre se détériore dans le temps et le rayon lumineux est légèrement divergent à la sortie.

Le bras articulé utilise un système de miroir qui permet au rayon de rester bien parallèle. Il supporte des puissances supérieures à la fibre. Cependant, la maniabilité est moindre [18].

#### IV.1.3 Paramètres et réglages

Il est possible de modifier certains réglages sur le LASER. Comprendre ces paramètres est capital afin de pouvoir optimiser l'action du LASER (Figure 14).

La **puissance** correspond à l'énergie du LASER sur une durée donnée (des joules sur des secondes). Elle se mesure en Watt (J/s).

Si l'on diminue le temps d'une impulsion, la puissance augmente. Au contraire, plus on augmente le temps, plus la puissance diminue. Cela va être très utile pour comprendre le fonctionnement et le mode d'action du LASER.

La **fluence** correspond à l'énergie du LASER sur une surface donnée. Elle se mesure en J/m<sup>2</sup>. C'est l'énergie reçue par une surface sur un temps donné. Elle donne des informations sur la dose d'énergie délivrée par le tir LASER [20].

La **fréquence** correspond nombre d'impulsions par seconde. Elle se note en hertz (Hz). Une fréquence élevée implique un délai court entre les impulsions. Il faut régler la fréquence selon la fragilité du tissu, une fréquence faible permet un temps de relaxation thermique plus important.



Figure 14: écran de réglage du LASER diode LX 16 de Woodpecker® (illustration personnelle)

#### IV.1.4 La taille du spot

Il est possible sur certains LASERS de régler la taille du spot. La taille du spot est inversement proportionnelle à la fluence. Ainsi, si on augmente la taille du spot sans modifier l'énergie, la fluence sera plus faible.

#### IV.2 La classification selon la dangerosité des LASERS

Les LASERS peuvent présenter un danger s'ils sont mal utilisés. Depuis 1994, une norme européenne permet d'estimer leurs dangers. Nous sommes aujourd'hui à la norme NF EN 60825-1 [21].

Les LASERS sont classés en différentes catégories selon leur dangerosité (Tableau 1).

Tableau 1: classification du LASER selon ses risques [21]

| Catégorie       | Risque                                                                                                                                                                                              |
|-----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Classe 1 et 1M  | LASERS sans danger pour la santé si utilisés dans les conditions normales d'utilisations.                                                                                                           |
| Classe 2 et 2M  | LASERS situés dans la gamme des longueurs d'onde du visible de 400-700 nm pour lesquels la protection de l'œil est normalement assurée par les réflexes de défense comprenant le réflexe palpébral. |
| Classe 3R et 3B | LASERS situés dans la gamme des longueurs d'onde de 302,5 nm à 106nm où la vision directe dans le faisceau est potentiellement dangereuse.                                                          |
| Classe 4        | LASERS capables de produire des réflexions diffuses dangereuses. Ils peuvent causer des dommages sur la peau et peuvent aussi constituer un danger incendie.                                        |

Les LASERS utilisés en chirurgie-dentaire sont des LASERS de classe 4

### IV.3 La sécurité

#### IV.3.1 La personne compétente en sécurité LASER

L'utilisation du LASER dans le domaine médical est réglementée. Seul un professionnel de santé peut réaliser un acte de soins avec un LASER. Il doit avoir suivi au préalable une formation à la sécurité LASER selon le décret 2021-750 du 2 juillet 2010. L'employeur doit mettre en place cette formation pour chaque opérateur potentiellement exposé au LASER, ainsi qu'un dossier spécifique (fiche d'exposition, fiche d'examens médicaux).

L'employeur doit avoir la compétence pour participer à l'évaluation des risques et à leur prévention. Le terme de « personne compétente en sécurité LASER » revient dans la littérature ; c'est à cette personne d'adapter le niveau de protection de chaque salarié en fonction des valeurs réglementaires [22].

#### IV.3.2 Équipements de protections

Les lunettes de protection homologuées sont obligatoires pour le patient, le praticien et les travailleurs impliqués dans l'utilisation du LASER. Les lunettes doivent être spécifiques et adaptées à la longueur d'onde du LASER. Elles doivent également présenter un marquage d'identification sur la branche (Figure 15).

Les LASERS présentent également des équipements de protection intégrés qu'il est important d'utiliser (capot sur la machine).



*Figure 15: photographie des lunettes de protections d'un LASER diode (illustration personnelle)*

#### IV.3.3 L'organisation du cabinet

Il faut mettre en place plusieurs dispositifs de sécurité au sein du cabinet lors de l'utilisation du LASER :

- signalisation : de l'utilisation en cours du LASER et du risque LASER sur la porte (Figure 16) ;
- fenêtre : l'utilisation de rideau adapté et homologué ou l'occultation des fenêtres est obligatoire ;

- matériau : dans la pièce d'utilisation du LASER, ils doivent être peu inflammables, la peinture doit être mate (faible brillance) ;
- éclairage : la pièce doit être bien éclairée.

L'objectif de ces mesures est de limiter les réflexions parasites des rayons et ainsi diminuer le risque d'exposition [20].



*Figure 16: photographie de la signalisation LASER [23]*

## IV.4 Les différents LASERS sur le marché

Il existe de nombreux LASERS sur le marché. Nous allons voir les principaux LASERS utilisés dans le domaine dentaire ainsi que leurs indications.

### IV.4.1 Le LASER KTP

Le LASER KTP (Potassium-titanyl-phosphate) a une longueur d'onde de 532 nm, il s'agit en effet d'un LASER Nd : YAG à la fréquence doublée, cela correspond à une lumière verte. Ses indications sont principalement le blanchiment dentaire et la gestion des dyschromies mais on l'utilise également pour l'hémostase et la chirurgie des tissus mous.

Exemple sur le marché : le laser SmartLite de chez Deka

### IV.4.2 Le LASER diode

Le LASER diode est un LASER très fréquemment utilisé en chirurgie-dentaire. Il existe une multitude de longueurs d'onde disponibles sur les LASERS diodes.

Les LASERS situés entre les longueurs d'onde 625nm et 700nm (lumière rouge) sont utilisés pour des actions non ablatives telles que de la biostimulation ou la détection de carie par fluorescence [18].

Les LASERS situés entre 880 nm et 980nm (lumière infra-rouge) vont permettre un effet ablatif. Ils sont efficaces pour la chirurgie des tissus mous (incision et coagulation de la gencive et de la muqueuse). Étant donné que leur absorption par les tissus dentaires est mauvaise, ils permettent de travailler en toute sécurité autour des dents. Ils peuvent également être utiles pour la décontamination endodontique et la désinfection des poches parodontales.

Exemple sur le marché : le laser Xpulse de Fotana (Figure 17).



*Figure 17: le laser XPulse 2 de Fotona [24]*

#### IV.4.3 Le LASER Nd : YAG

Les LASERS néodyme : YAG sont des LASERS de longueur d'onde 1024nm (lumière infrarouge). Les LASERS Nd : YAG sont très utilisés dans la désinfection endodontique et dans l'élimination de la boue dentinaire. Ils sont efficaces à la fois pour la chirurgie des tissus mous mais également pour l'éviction des tissus dentaires mous comme la carie et la désinfection des poches parodontales.

Exemple sur le marché : le laser Lumix Surgery Dual dental de Fisioline (Figure 18).



Figure 18: le laser Lumix de Fisioline [24]

#### IV.4.4 Le LASER Er : YAG

Le LASER Erbium : YAG avec sa longueur d'onde de 2940nm (lumière infrarouge) est le LASER utilisé en dentisterie avec la plus grande absorption dans l'eau et l'hydroxyapatite. Il est donc très efficace sur les tissus durs. Son action repose sur la vaporisation de l'eau dans la matière minérale, ce qui entraîne un éclatement de la matière, et une élévation importante de la température. Il est nécessaire de refroidir la zone ciblée avec de l'eau.

Il est utilisé pour la préparation des cavités dentaires, les chirurgies osseuses, le détartrage et le surfaçage, mais également pour les chirurgies des tissus mous et la décontamination endodontique et parodontale [18].

Plus récemment, une variante du LASER Er :YAG, le LASER Er, Cr:YCGG est apparue sur le marché. La longueur d'onde est différente ainsi que les réglages de puissance. Cependant, les indications sont identiques [25].

Exemple sur le marché : le laser LiteTouch de Syneron Dental (Figure 19).



*Figure 19: le laser LiteTouch de Syneron Dental [24]*

#### IV.4.5 Le LASER CO<sub>2</sub>

Le LASER CO<sub>2</sub> possède une longueur de d'onde de 10600nm (lumière infrarouge) qui est particulièrement bien absorbée par l'eau. Son utilisation est indiquée dans la chirurgie des tissus mous (incision et coagulation). Sa manipulation requiert de la prudence car il a également une certaine efficacité sur les tissus durs. Il faut donc l'utiliser avec précaution à proximité des structures dentaires.

Exemple sur le marché : le laser CO<sub>2</sub> Super Pulse commercialisé par la société Dental Implant en France (Figure 20).



*Figure 20: le laser CO<sub>2</sub> Super Pulse de Dental Implant [24]*

## V Applications en prothèse fixée

Comme nous venons de le voir, le LASER est un outil innovant qui apporte de nombreuses possibilités thérapeutiques, notamment dans la chirurgie des tissus mous. En prothèse fixée, il est de plus en plus utilisé en complément des techniques conventionnelles (cordonnet de déflexion gingivale, méthode chirurgicale) notamment grâce à sa précision et ses propriétés anticoagulantes.

### V.1 Gestion de l'enregistrement de la limite de préparation

En prothèse fixée, l'enregistrement des limites de la préparation lors de la prise d'empreinte est une étape primordiale pour la réalisation d'une prothèse adaptée. En effet, une limite bien enregistrée permet au prothésiste d'ajuster parfaitement la prothèse. Des erreurs lors de cette étape peuvent aboutir à une prothèse iatrogène et ainsi nécessiter une nouvelle séance d'empreinte, synonyme de temps perdu.

#### V.1.1 Objectif

L'objectif est d'élargir l'espace du sulcus pour permettre aux matériaux d'empreinte ou à la caméra endobuccale d'enregistrer avec précision la limite de préparation. Le sulcus est l'espace entre la dent et la face interne de la gencive (Figure 21). Selon la littérature, il faudrait un élargissement d'une largeur d'au moins 0.15mm pour enregistrer le profil d'émergence [26].



*Figure 21: photographie de l'accès aux limites de 2 dents préparées [27]*

On classe les techniques d'accès aux limites en deux grandes familles :

- les techniques de déflexions gingivales : à l'aide de cordonnets ou de pâtes, qui écartent, écrasent, repoussent la gencive. Elles sont régulièrement associées à des agents chimiques tels que des solutions astringentes pour augmenter l'efficacité ;
- les techniques d'évictions gingivales : qui consistent à éliminer une partie du tissu gingival pour permettre la réalisation de l'empreinte. On peut citer par exemple le curetage rotatif, le bistouri électrique et le LASER.

#### V.1.2 Apport du LASER dans l'enregistrement

Les techniques conventionnelles présentent des inconvénients. Elles peuvent être longues, difficiles à mettre en place et parfois douloureuses. Elles peuvent entraîner des récessions post-opératoires, ou alors ne pas laisser le sulcus ouvert assez longtemps, ce qui peut être un problème lors de réalisation de prothèses plurales. De plus, au-delà d'une pression de 20 grammes sur le desmodonte, il y a un risque augmenté de récession gingivale : dans ce cas éviter l'anesthésie peut permettre de limiter la pression exercée [28].

L'éviction du tissu gingival dans le sulcus à l'aide d'un laser est une technique qui prend de plus en plus d'importance. Aux Etats-Unis en 2018, près de 20% des dentistes l'utilisent pour dégager le profil d'émergence avant la prise d'empreinte (Figure 22) [29].

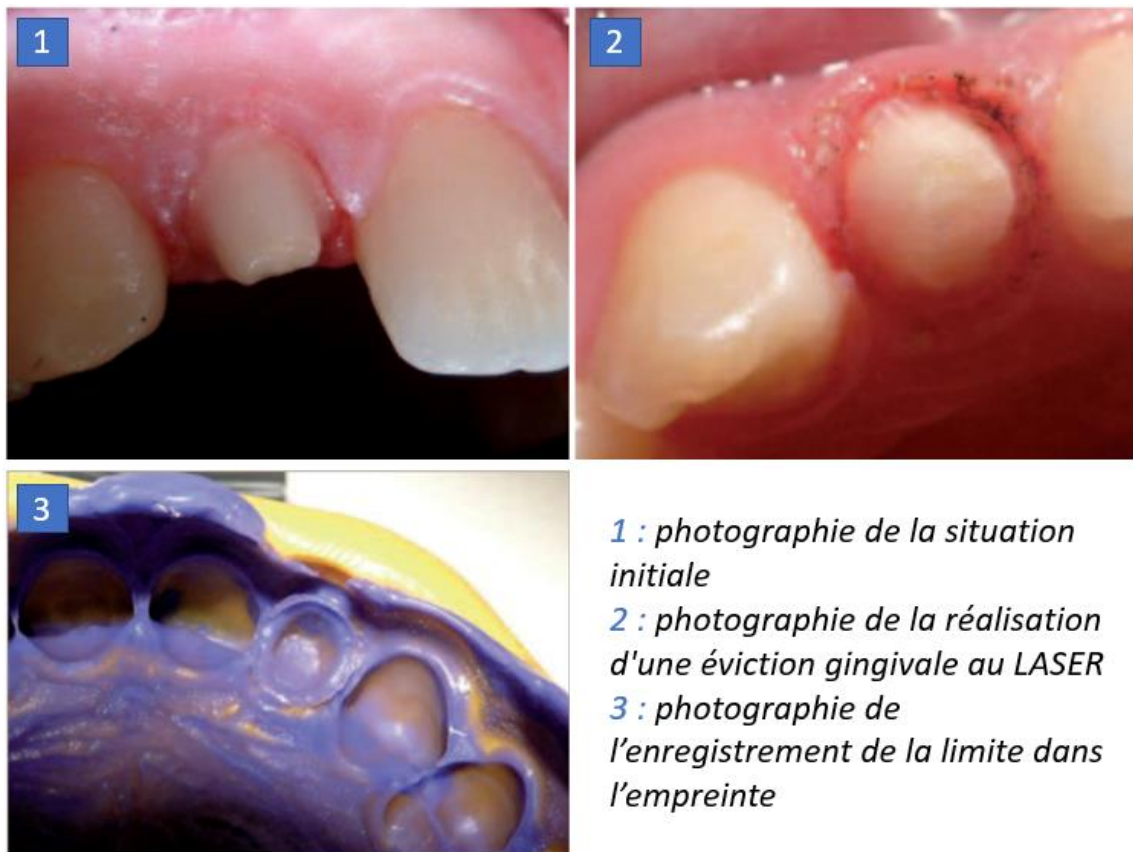


Figure 22: photographies d'une prise d'empreinte lors d'une éviction gingivale [30]

Ce succès grandissant s'explique par ses nombreux avantages :

- peu douloureux (une anesthésie de contact peut suffire) ;
- peu de saignement ;
- reproductible ;
- rapide à mettre en place ;
- peu de problèmes post-opératoires ;
- désinfection du sillon gingival.

Les inconvénients :

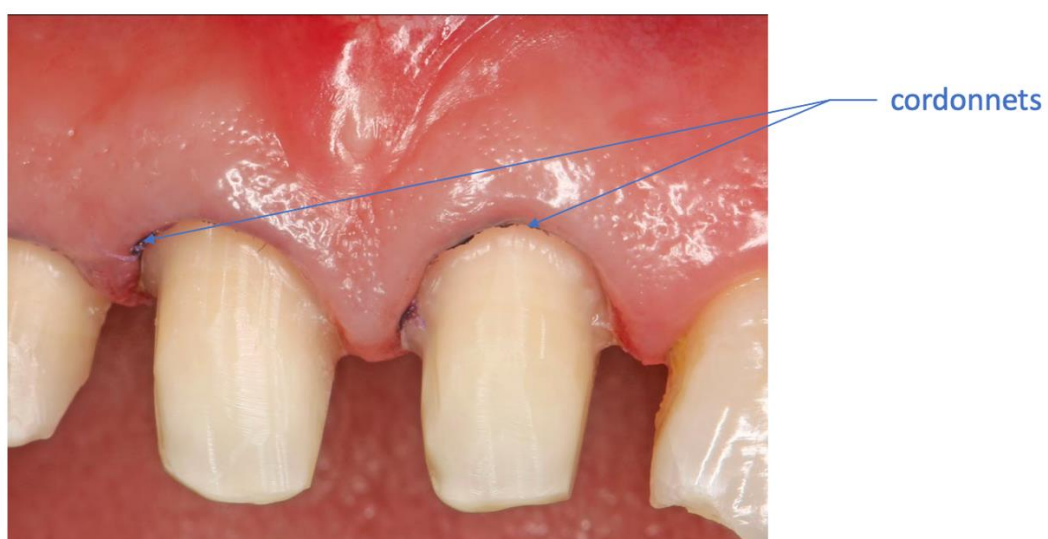
- coût important pour l'acquisition du matériel ;
- gestuelle difficile à maîtriser ;
- mise en place de mesure de protection (lunettes, ...) ;
- risque iatrogène faible pour la dent.

### V.1.3 Comparaison des différentes techniques

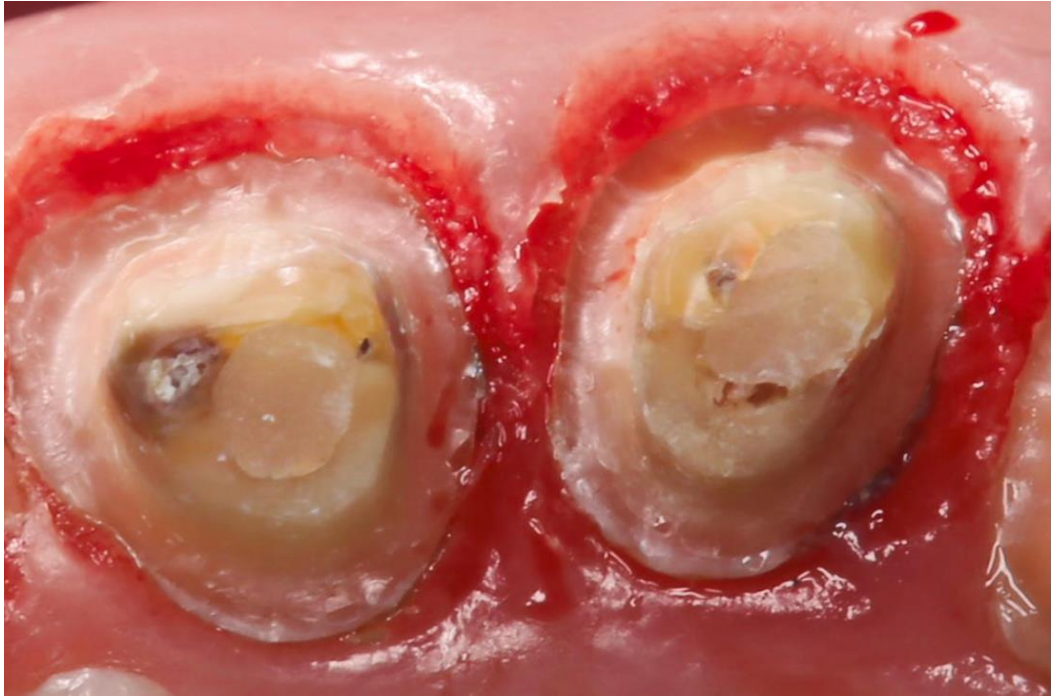
Il existe une multitude de méthode d'accès aux limites disponibles le marché, et le praticien peut avoir du mal à faire son choix.

Dans la littérature scientifique, il existe de nombreuses publications qui comparent les différentes techniques.

Dans une étude publiée en 2018 dans « The international Journal Of Periodontics and Restorative Dentistry », Xian Tao et ses collègues de la faculté de Wuhan ont comparé l'utilisation du cordonnet (Figure 23) à celui de 3 LASERS (CO<sub>2</sub>, Nd :Yag, Er :Yag) (Figure 24). Au total, 108 dents antérieures de 50 patients âgés de 18 à 38 ans sont incluses dans cette étude. Ils ont étudié la largeur du sulcus et les récessions gingivales post opératoires. Les résultats de l'étude montrent une différence significative entre les méthodes comparées, avec une largeur de sulcus plus importante et moins de récessions post opératoires pour les méthodes LASER face au cordonnet. Les résultats sont indépendants du type de LASER utilisé. On notera cependant une cicatrisation plus rapide avec le LASER Er : YAG qui s'explique par une absorption plus importante dans l'eau, ce qui minimise les effets secondaires thermiques [29].



*Figure 23: photographie de cordonnets mis en place dans le sulcus [29]*



*Figure 24: photographie d'une éviction gingivale au laser [29]*

#### V.1.4 Exemple de protocole d'accès aux limites de préparation au LASER Diode

1. Mise en place des lunettes de protection pour le patient, le praticien et les assistant.e.s au fauteuil.
2. Utilisation d'un LASER diode avec, à l'extrémité, une fibre optique flexible avec les réglages présents dans le Tableau 2:

*Tableau 2: réglage du LASER diode « SIROLaser ADVANCE » pour une éviction gingivale [30]*

| Longueur d'onde | Mode  | Puissance (W) | Fréquence (Hz) | Refroidissement | Taille de la fibre |
|-----------------|-------|---------------|----------------|-----------------|--------------------|
| 970 nm          | Pulsé | 2             | 20             | Aucun           | 300 µm             |

3. Application d'un anesthésique de contact sur la zone opératoire.
4. Utilisation du LASER : la pointe de la fibre optique est placée dans le sulcus, parallèle à la dent en appui latéral sur celle-ci. Des mouvements de va-et-vient de la fibre optique sont réalisés en faisant le tour de la dent. Les débris de tissus nécrosés sur

la fibre optique sont essuyés avec une compresse. Il faut environ entre 60 et 90 secondes pour réaliser l'accès aux limites.

5. Si besoin, on peut compléter l'élargissement du sulcus avec une pâte de déflexion gingivale type Expasyl®.
6. On nettoie la zone avec une boulette de coton humidifié avec de l'eau ou de l'hypochlorite.
7. Réalisation de l'empreinte physique ou numérique (Figure 22).
8. Mise en place de la couronne provisoire.

## V.2 Élongation coronaire

L'élongation coronaire est une méthode chirurgicale qui permet d'augmenter la hauteur clinique de la couronne d'une dent, en repositionnant le système d'attache de la dent plus apicalement.

Il arrive régulièrement à la suite du curetage carieux que la limite de la dent se retrouve en position sous-gingivale, quasiment en juxta-osseux. L'espace biologique n'est alors pas respecté et l'inflammation de la gencive provoque un saignement qui rend difficile la réalisation de l'empreinte et l'assemblage de la pièce prothétique ainsi que sa maintenance.

L'espace biologique est la distance entre le sommet de la crête osseuse autour de la dent et le sulcus. Dans la littérature, on trouve classiquement qu'une distance minimum de 3 mm entre la limite prothétique et le sommet de la crête osseuse est nécessaire pour maintenir une bonne santé parodontale [31].

L'élongation coronaire va permettre d'augmenter la hauteur de la couronne clinique en enlevant de la gencive, voire de l'os si nécessaire.

### V.2.1 Objectif

L'élongation coronaire chirurgicale peut avoir deux objectifs :

- fonctionnel, lors la réalisation d'une couronne pour améliorer l'effet de férule en augmentant la hauteur de la dentine supra-osseuse ou lors de la réalisation d'une restauration collée afin d'avoir une limite supra-gingivale pour le collage ;
- esthétique, lors de sourires gingivaux disgracieux ou d'une asymétrie des collets.

Lors d'une élongation coronaire, le respect de l'espace biologique est primordial pour éviter des soucis parodontaux [32].

Si la gingivectomie seule ne permet de pas respecter l'espace biologique, il faut lui associer une ostéotomie. On utilise une sonde parodontale pour déterminer la distance entre la crête osseuse et le rebord de la limite prothétique.

Il est important avant de réaliser une élongation coronaire de bien évaluer le rapport couronne-racine ainsi que l'état parodontal de la dent.

#### V.2.2 Apport du LASER dans l'allongement coronaire

La technique conventionnelle pour réaliser un allongement coronaire est une technique invasive qui repose sur l'élévation d'un lambeau muqueux avec un remodelage osseux chirurgical et le remplacement du lambeau plus apicalement.

Les résultats de cette méthode sont satisfaisants, reproductibles et éprouvés depuis de nombreuses années. On peut alors se demander quel est l'apport du LASER dans ce traitement au vu de ses bons résultats.

Les méthodes utilisant le LASER sont en majorités dites « mini-invasives ». Elles sont réalisées en « flapless » c'est-à-dire sans levée de lambeau muqueux, ce qui les rend moins invasives que les techniques habituelles avec des résultats qui restent satisfaisants.

Les avantages de cette technique sont :

- des douleurs post-opératoires diminuées ;
- un risque hémorragique moindre (c'est intéressant notamment pour les patients sous anticoagulant) ;
- un temps de réalisation plus court ;
- une mise en place plus facile.

Les inconvénients sont :

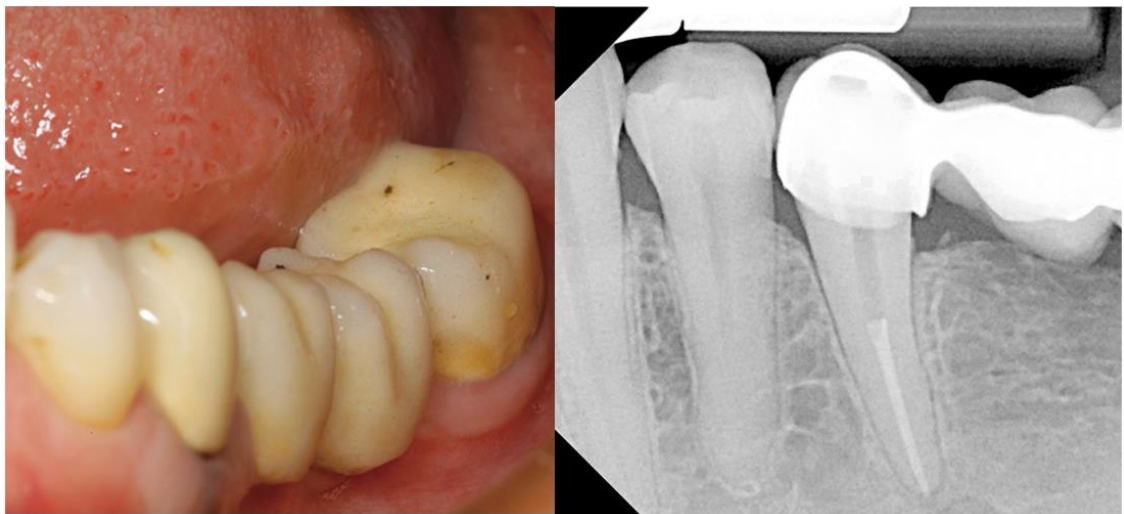
- un coût important ;
- la gestuelle difficile à maîtriser ;
- la mise en place de mesure de protection (lunettes, ... ) ;
- le risque iatrogène modéré pour la dent ;
- l'ostéotomie moins régulière que la technique conventionnelle.

Le LASER peut être aussi utilisé sans souci dans des méthodes d'allongement coronaire en lambeau ouvert. Il peut alors remplacer efficacement les instruments rotatifs classiques diminuant ainsi le risque d'abimer la dent ainsi que les douleurs post-opératoires.

Le LASER permet également d'avoir accès à des zones inaccessibles avec l'instrumentation classique car les embouts de fibre optique sont très fins et permettent une grande précision.

### V.2.3 Cas clinique d'une élévation coronaire au LASER

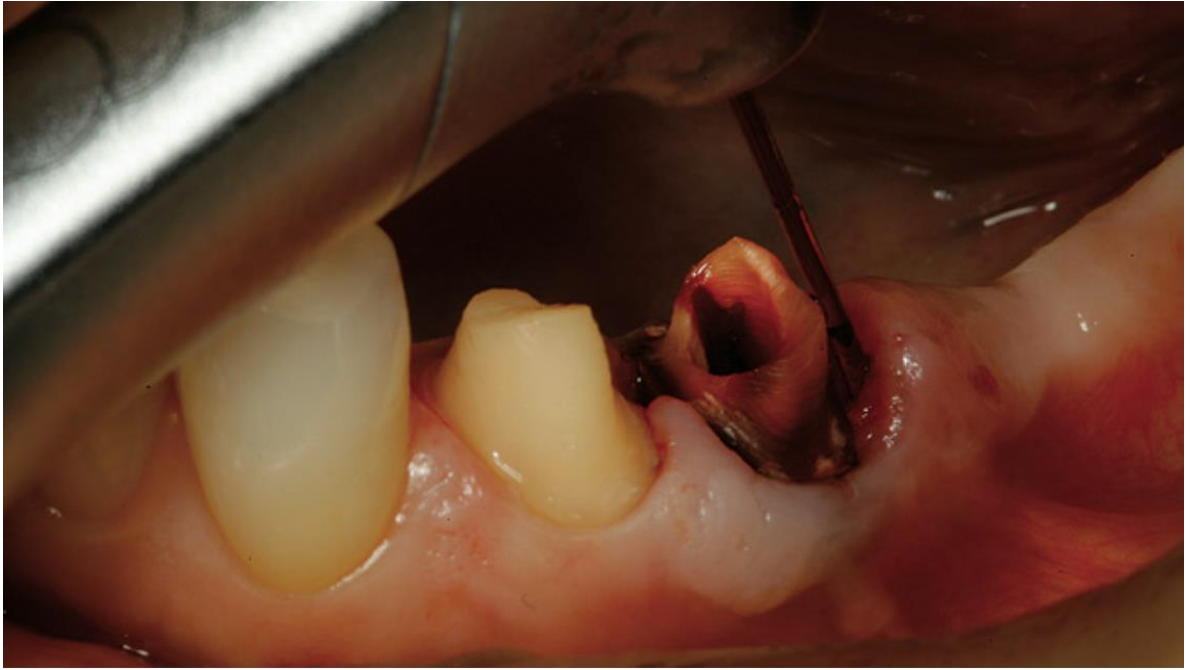
Un patient se présente pour refaire son bridge. Les examens cliniques et radiologiques révèlent une prothèse iatrogène, située dans l'espace biologique (Figure 25).



*Figure 25: photographie et radiographie retro-alvéolaire du cas initial [33]*

La reconstitution prothétique doit être refaite. À la dépose, on se rend compte qu'en distal de la 35 la gencive est œdématiée. La limite de la prothèse est dans l'espace biologique (Figure 25). On pose l'indication d'une élévation coronaire en distal. La correction à effectuer est mineure et localisée : on utilisera la technique à lambeau fermé « flapless ».

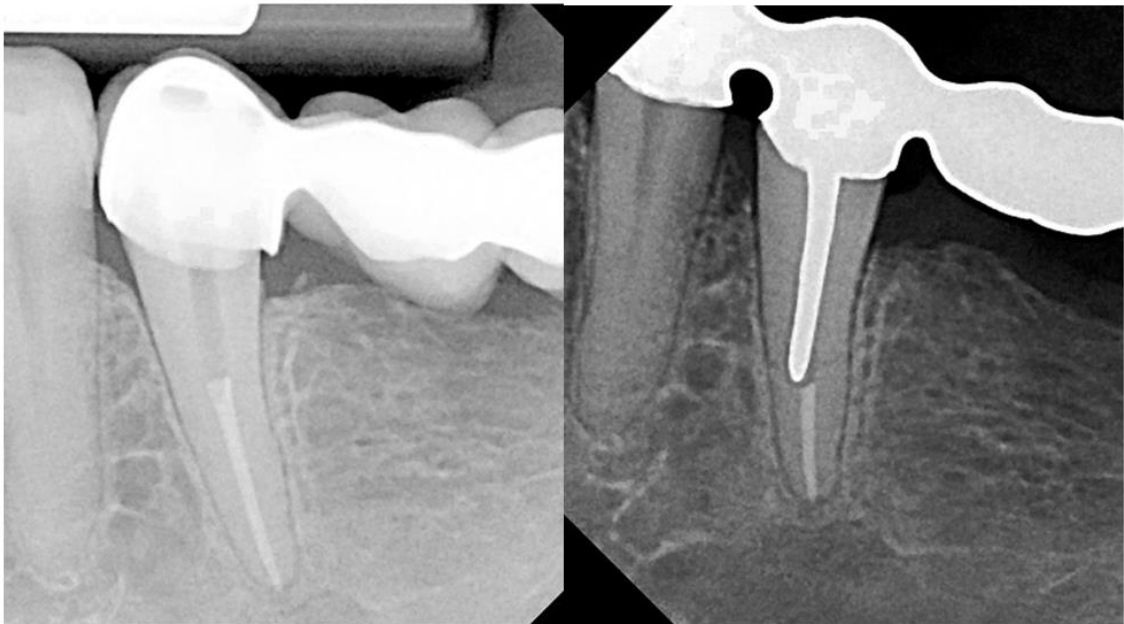
Un LASER à Erbium (Er,Cr : YSGG) est utilisé avec une fibre optique de 600µm de largeur. Un premier passage est réalisé : la fibre optique est introduite sur 3mm jusqu'au contact osseux et un mouvement de va-et-vient est appliqué. Un deuxième passage est réalisé pour lisser la crête osseuse (Figure 26). La restauration provisoire est réalisée dans la séance puis à 3 semaines, il y a la pose de la reconstitution d'usage.



*Figure 26: photographie de l'utilisation du LASER [33]*

Un contrôle radiographique est réalisé à 6 mois.

La comparaison des radios pré et post-opératoires montrent une augmentation de l'espace biologique et une bonne cicatrisation de l'os (Figure 27).



*Figure 27: radiographies pré-opératoire à gauche et post-opératoire à droite [33]*

#### V.2.4 Choix et réglage du LASER pour l'élongation coronaire

Le LASER à Erbium (Er :YAG ou Er,Cr : YSGG) est le plus indiqué pour l'élongation coronaire car il est efficace sur les tissus durs et les tissus mous.

Lors de l'ablation de la gencive, on privilégiera une puissance faible avec une fréquence élevée. Alors que pour l'os, on utilisera une puissance élevée avec une fréquence faible. Le risque thermique étant plus élevé lors du travail sur l'os, un spray d'eau est recommandé. Attention, l'eau atténue la puissance du rayonnement [34].

### V.3 Traitement des surfaces des reconstitutions lors du collage.

Lors du collage de reconstitutions en céramique, de nombreuses étapes cliniques sont nécessaires pour obtenir les meilleures valeurs d'adhérence. Cela concerne les surfaces dentaires mais également les surfaces de la reconstitution.

#### V.3.1 Traitement des surfaces dentaires au LASER

Concernant la préparation des surfaces dentaires au collage, classiquement lors de l'utilisation d'un adhésif MR2 et d'une colle sans propriétés adhésives, on réalise :

- un sablage de la dent pour créer des micro-rétentions qui peuvent augmenter l'adhérence ;
- un mordantage à l'aide d'un acide phosphorique à 37% pendant 15s sur la dentine et 30 s sur l'émail puis il est rincé à l'eau abondamment ;
- un adhésif est ensuite appliqué avec une minibrush après séchage léger de la dent puis il est soufflé légèrement et ensuite photopolymérisé pendant 20s
- enfin le collage est réalisé avec le composite dual.

Il a été démontré que le LASER possède des propriétés de décontamination de la dentine. Certains auteurs ont proposé d'utiliser le LASER sur les surfaces dentaires lors de la procédure de collage afin de créer, comme le sablage, des micro-rétentions et également de décontaminer les surfaces dentaires.

Mais, des études récentes ont comparé l'efficacité *in vitro* et *in vivo* du collage, après un traitement LASER des surfaces dentaires, seul ou en association avec un mordantage classique. **Les résultats montrent dans la plupart des études l'absence d'amélioration des valeurs de collage [35,36], voire dans certaines études une diminution de l'adhérence [37].**

Dans les données actuelles, le LASER ne présente pas d'intérêt pour traiter les surfaces de la dent avant le collage.

### V.3.2 Traitement de l'intrados prothétique au LASER

Les étapes de traitement de l'intrados prothétique vont varier selon le type de céramique utilisé. Pour les céramiques faiblement cristallines, comme la céramique feldspathique ou les disilicates de lithium, la réalisation d'un sablage à l'alumine 50  $\mu\text{m}$  puis d'un mordantage à l'acide fluorhydrique suivi de l'application d'un silane, permet une bonne adhérence.

Pour les céramiques hautement cristallines de type zircone, le collage est plus compliqué. Ces céramiques polycristallines ne possèdent pas de phase vitreuse nécessaire au collage.

Pour coller la zircone on trouve dans la littérature plusieurs méthodes :

- la réalisation d'un traitement tribochimique : c'est un sablage avec de l'alumine renforcée en silice qui permet de déposer une fine couche de silice à la surface de la zircone. On applique ensuite le silane ;
- l'utilisation de certaines colles contenant le monomère 10-MDP (Panavia®) semble apporter de bonne valeur d'adhérence [38].

Depuis quelques années, le LASER est proposé pour traiter les surfaces des céramiques avant le collage (Figure 28). Tout comme le sablage, il permettrait de réaliser de micro-rétentions dans la céramique et une décontamination de la surface. Des études récentes ont comparé l'efficacité du LASER à l'utilisation du sablage renforcé à la silice. Les résultats sont encourageants : on note des valeurs d'adhérence semblables voire une meilleure adhérence [39–41]. En revanche, certaines publications sont plus contrastées quant à l'intérêt du LASER. Ces différences s'expliquent par la multitude de variables et paramètres à prendre en compte : les types de LASER ainsi que leurs réglages, les protocoles de collage, les méthodes de comparaison.



*Figure 28: photographie d'un traitement LASER d'une couronne en céramique [42]*

Il y a plusieurs types de LASER qui peuvent être utilisés, notamment les LASERS à Erbium, ainsi que le LASER Nd :YAG. Les LASERS sont généralement utilisés en mode pulsé avec une puissance importante et avec irrigation.

*Tableau 3: exemple de réglage d'un LASER Er, Cr : YSGG pour un traitement de surface des céramiques avant collage [39]*

| Longueur d'onde | Mode  | Puissance (W) | Fréquence (Hz) | Refroidissement | Taille de la fibre |
|-----------------|-------|---------------|----------------|-----------------|--------------------|
| 2780            | Pulsé | 0,5 à 5       | 20             | Spray eau       | Large              |

## V.4 Dépose de reconstitutions collées en céramique

La dépose de reconstitutions collées est une problématique importante dans la pratique quotidienne du chirurgien-dentiste.

Depuis quelques années, grâce notamment à l'évolution du collage, de plus en plus de reconstitutions prothétiques sont collées ce qui rend leur dépose délicate. Le collage permet en effet de réaliser des préparations moins délabrantes, plus en phase avec le paradigme de l'économie tissulaire.

### V.4.1 Objectif

La dépose de reconstitutions peut être nécessaire pour plusieurs raisons :

- infectieuse (dent symptomatique nécessitant un traitement endodontique ou un retraitement) ;
- esthétique (vieillessement de la reconstitution, usure, défaut esthétique) ;
- prothétique (transformation d'une dent en pilier de bridge, ....).

Les reconstitutions concernées dans cette partie sont les reconstitutions collées en céramique (les facettes, les couronnes, les onlays ...). Mais les études montrent également une efficacité du LASER dans la dépose de la résine composite [43,44]. Les techniques conventionnelles de dépose consistent le plus souvent à fraiser la reconstitution. La cohésion étant très forte, il faut parfois fraiser la reconstitution en entier pour la déposer. La céramique et le composite de collage sont souvent d'une couleur proche de la dentine, ce qui rend la dépose complexe, chronophage et il y a un risque d'abimer les tissus dentaires sous-jacents, voire d'altérer la vitalité de la dent [45].

#### V.4.2 Apport du LASER dans la dépose des restaurations adhésives

Le fraisage de la céramique et en particulier, la zircone, est difficile et nécessite des fraises récentes qui vont s'user très rapidement. De plus, la dépose peut être source d'inconfort pour le patient, notamment lors de l'utilisation d'arrache-couronne manuel ou pneumatique et avec des risques de fractures importants [46]. Le LASER va permettre de simplifier la procédure. L'objectif de la méthode LASER est de transmettre de l'énergie à la reconstitution qui va elle-même la transmettre au joint de collage, qui va se détériorer et permettre le décollement. Ainsi la reconstitution peut être décollée sans être détruite et on peut envisager de la réutiliser de manière provisoire voire définitive dans certains cas [47].

Les résultats obtenus sont très variables selon le type de céramique utilisé, l'épaisseur et le type de reconstitution.

#### V.4.3 Utilisation du LASER pour la dépose de facettes

La méthode LASER est particulièrement intéressante pour la dépose de facettes dentaires (Figure 29). Lorsque les facettes doivent être changées, il faut déposer de nombreuses reconstitutions en une seule séance : le LASER va permettre de gagner du temps. Il faudra tenir compte de l'élévation de température car les facettes sont souvent réalisées sur dents vivantes. De nombreux auteurs se sont intéressés à l'élévation de la température intrapulpaire afin d'évaluer de potentiels risques de nécrose. Les études montrent qu'avec des réglages adaptés et un refroidissement adéquat, il n'y a pas de risque pour la pulpe [48].



*Figure 29: photographie de l'utilisation du LASER pour la dépose d'une facette[49]*

Les LASERS à Erbium sont indiqués pour la dépose des reconstitutions collées, par leur énergie et leur absorption importante dans l'eau, qui permettent de détériorer le joint de collage.

Pour réaliser la dépose, il est intéressant de ne pas utiliser d'anesthésie afin de surveiller les sensations du patient et ainsi de préserver la vitalité pulpaire. Le LASER est appliqué sur la totalité de la surface de la facette par un mouvement de balayage doux pendant une durée qui varie selon l'épaisseur de la céramique.

La durée d'application varie de quelques secondes à 2 minutes selon la céramique, la dent, la reconstitution. Les facettes, avec leurs faibles épaisseurs de céramique, nécessitent un temps d'application moins long que les couronnes.

## VI Applications du LASER en prothèse amovible

### VI.1 Utilisation du LASER dans le cadre de la chirurgie pré-prothétique

Il est primordial en prothèse adjointe de réaliser un examen clinique prothétique minutieux des éléments anatomiques et fonctionnels du patient. On peut ainsi déceler en amont des éléments qui vont affecter négativement la réalisation d'une prothèse adaptée.

Ces éléments négatifs modifiables sont variés, par exemple :

- sur le plan osseux : des tori, des crêtes irrégulières ;
- sur le plan muqueux : des hyperplasies, une insertion haute des freins ou des muscles, une crête flottante, ...

Lors de la présence d'un élément négatif, la mise en place d'une intervention chirurgicale est alors opportune. Il est parfois difficile de faire prendre conscience au patient de l'intérêt de ces chirurgies, car le plus souvent, il ne ressent pas de gêne.

#### VI.1.1 Intérêt du LASER en chirurgie pré-prothétique

Le LASER est proposé depuis quelques années dans les techniques chirurgicales, dans le cadre des chirurgies pré-prothétiques.

L'utilisation du LASER va permettre de :

- simplifier les procédures chirurgicales ;
- diminuer la contamination bactérienne ;
- diminuer les saignements et ainsi améliorer la visibilité du site opératoire ;
- diminuer l'œdème et les douleurs post-opératoires.

Le LASER est également un excellent outil de communication pour faire accepter au patient le traitement [50].

Nous allons voir 2 exemples de chirurgies pré-prothétiques où l'utilisation du LASER est intéressante.

## VI.1.2 Approfondissement vestibulaire

### VI.1.2.1 Objectif

Le vestibule est le repli de muqueuse buccale reliant la gencive d'un côté et la joue de l'autre.

L'objectif de l'approfondissement vestibulaire est d'abord d'augmenter la hauteur de la crête osseuse et ainsi augmenter la rétention de la prothèse mais également d'éloigner les limites de la prothèse des insertions musculaires déstabilisantes.

Les vestibuloplasties sont fréquentes et peuvent être réalisées à la mandibule et au maxillaire. Elles nécessitent une bonne connaissance de l'anatomie buccale : il faut faire attention au nerf mentonnier qui est souvent proche des tracés d'incision.

### VI.1.2.2 Cas clinique

Voici le cas d'une vestibuloplastie réalisée au maxillaire pour raison prothétique [51].

Après l'examen clinique du patient, il est posé l'indication d'une vestibuloplastie au maxillaire pour augmenter la hauteur de crête (Figure 30).



*Figure 30: photographie du cas initial [51]*

L'intervention est réalisée avec un LASER CO<sub>2</sub> efficace sur les tissus mous avec les paramètres du Tableau 4 :

*Tableau 4: exemple de réglage d'un LASER CO<sub>2</sub> pour la chirurgie*

| Longueur d'onde (nm) | Mode    | Puissance (W) | Refroidissement | Taille de la fibre |
|----------------------|---------|---------------|-----------------|--------------------|
| 10 600               | Continu | 6-15          | Spray eau       | 300 µm             |

L'intervention se fait sous anesthésie locale. Le LASER est en mode continu avec un refroidissement à spray d'eau. L'eau permet d'éliminer les petits saignements et de travailler dans de bonnes conditions de visibilité. Le praticien commence l'incision au niveau de la ligne muco-gingivale puis, plan par plan, il procède à la dissection des tissus tout en laissant 1mm de tissu recouvrant les structures osseuses.

Il est recommandé de laisser 2mm de tissu à distance du fond du vestibule pour limiter les douleurs post-opératoires.

Une fois l'incision terminée, aucune suture n'est réalisée. Les zones hémorragiques sont coagulées grâce au LASER en mode défocalisation qui permet de coaguler et de stabiliser le caillot sanguin (Figure 31).

Le mode défocalisation du LASER est un mode où le faisceau est très large (quelques millimètres). L'énergie est donc plus faible, ce qui permet de réaliser une coagulation de surface sur une grande étendue sans endommager les tissus profonds.



*Figure 31: photographies du site opératoire à la fin de l'intervention à gauche et de la prothèse rebasée à droite [51]*

La prothèse amovible est rebasée dans la séance avec une résine souple (Figure 31). Il est recommandé au patient de la porter en permanence sauf pour l'entretien de la prothèse.

Le patient reçoit à la fin de l'intervention une prescription d'antibiotique, d'anti-inflammatoire et de bain de bouche.

Le patient est revu à 4 semaines pour évaluer le gain de hauteur de crête et la cicatrisation (Figure 32). La prothèse d'usage (nouvelle prothèse ou rebasage) peut être envisagée à partir de 10 semaines post-opératoires.



*Figure 32: photographie de la zone opératoire à 4 semaines [51]*

### VI.1.3 Autres applications

#### *VI.1.3.1 Traitement des hyperplasies gingivales*

L'hyperplasie gingivale peut être à l'origine de difficultés pour la réalisation de la prothèse. Souvent située sur la crête osseuse ou sur les tubérosités, cette accumulation de gencive mobile doit alors être retirée. Le LASER est alors pertinent pour réaliser une intervention mini-invasive sans suture avec peu de sensibilité post-opératoire (Figure 33).

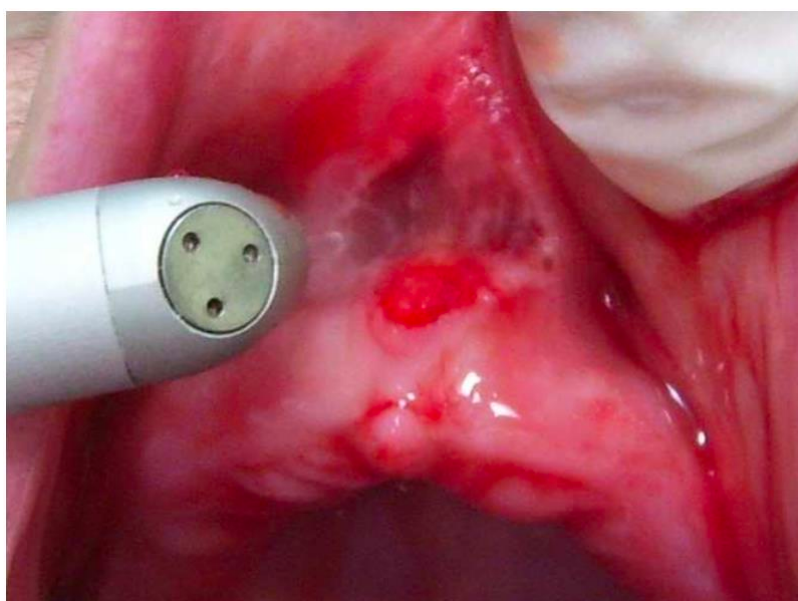


*Figure 33: capture d'écran d'une vidéo du Dr F.Baudot réalisant une intervention au LASER Er:YAG [52]*

#### *VI.1.3.2 Résection des brides et freins*

Les brides et freins, lorsqu'ils ont une insertion haute, peuvent entraîner de nombreux problèmes, à la fois biologiques (sur la croissance) et fonctionnels en entraînant une déstabilisation de la prothèse.

La chirurgie est alors nécessaire pour obtenir une prothèse stable. Le LASER est un outil de choix pour faire cette chirurgie de façon mini-invasive et avec une grande précision (Figure 34).



*Figure 34: photographie d'une frénectomie au LASER [53]*

## VI.2 Le traitement de surface de la résine acrylique avant rebasage

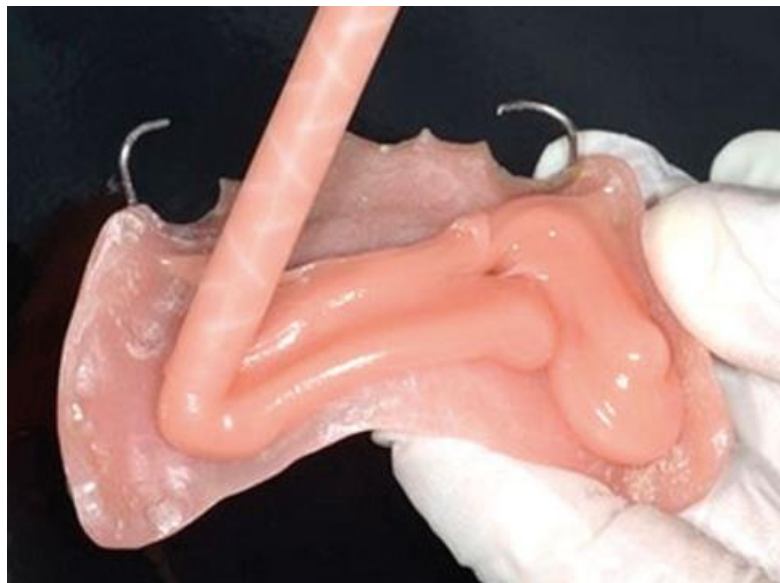
Lors de la réalisation de prothèse amovible, il arrive qu'en raison de l'évolution des tissus, la prothèse ne soit plus adaptée et entraîne des blessures, des irritations, une instabilité ou un manque de rétention.

Le praticien peut alors envisager la réalisation d'un rebasage de la prothèse. Un rebasage consiste au renouvellement de la base d'une prothèse amovible par adjonction dans l'intrados d'un matériau, dans le but d'améliorer son adaptation tissulaire [54].

Le rebasage peut être :

- direct : plus économique, il est réalisé au fauteuil dans la séance, le patient n'est pas privé de sa prothèse. La qualité du rebasage est moindre, ce rebasage est réservé aux prothèses provisoires (Figure 35) ;
- indirect : réalisé au laboratoire de prothèse, la qualité du rebasage est meilleure et plus durable dans le temps.

Les prothèses amovibles conventionnelles sont réalisées en résine acrylique PMMA (polyméthacrylate de méthyle).



*Figure 35: photographie de la mise en place d'un matériau de rebasage souple [54]*

Les matériaux de rebasage sont variés et vont avoir des indications différentes.

Il existe des matériaux rigides à base de résine acrylique et des matériaux souples à bases de silicone ou de résine acrylique.

La difficulté du rebasage est d'obtenir une bonne liaison entre le produit de rebasage et la résine de la prothèse. Une mauvaise liaison peut aboutir à une colonisation bactérienne, voire au décollement partiel ou total du produit.

Pour favoriser l'adhésion, on utilise un agent de liaison chimique, ainsi que la création de rétention à l'aide du passage d'une fraise résine dans l'intrados prothétique.

Certains auteurs ont envisagé l'utilisation du LASER sur la surface de l'intrados pour améliorer les valeurs d'adhésion.

L'utilisation du LASER va permettre de créer une rugosité de surface qui va augmenter la force de liaison avec les matériaux souples [55].

Dans l'étude de Tugut *et al*, le LASER Er : YAG a créé à la surface de la prothèse des petites rétentions de quelques microns, qui ont été remplies par le matériau et ont augmenté les valeurs d'adhésion. Il faut faire attention aux paramètres du LASER utilisés, une énergie ou une durée d'impulsion trop élevées peuvent avoir un effet négatif sur la liaison. Les paramètres du LASER Er :YAG dans cette étude ayant donnés les meilleures valeurs d'adhérences sont présents dans le tableau ci-dessous (Tableau 5) [56].

*Tableau 5: exemple de réglage d'un LASER Er:YAG pour le traitement surface de l'intrados prothétique [56]*

| Longueur d'onde | Mode  | Puissance (W) | Fréquence (Hz) | Refroidissement | Taille de la fibre |
|-----------------|-------|---------------|----------------|-----------------|--------------------|
| 2940            | Pulsé | 3             | 10             | Spray eau       | Large              |

D'autres recherches sont nécessaires pour confirmer ces résultats mais les premières données sont encourageantes.

En outre, des études plus récentes viennent conforter les premières observations [57,58].

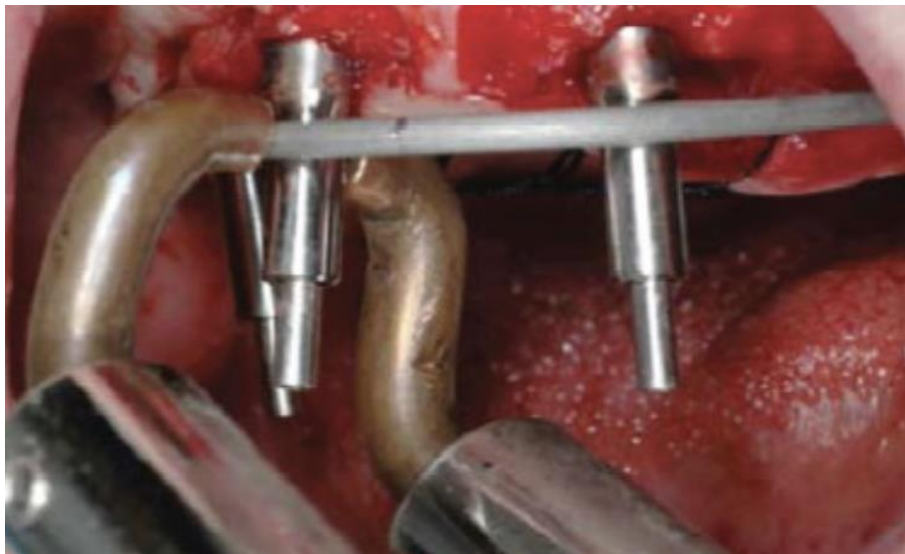
## VII La soudure LASER intra-orale

La technique de soudure de métaux au LASER est arrivée rapidement après son invention grâce notamment à l'industrie. Au début des années 70, les laboratoires dentaires se mettent à s'intéresser à cette technique. Il y a un intérêt tout particulier à pouvoir réaliser des soudures de métaux dans les laboratoires, que ce soit pour la réparation de stellite, de prothèse orthodontique ou également d'armature de bridge [59].

### VII.1 Début de la soudure intra-orale en implantologie

Dans le domaine dentaire, la soudure intra-orale est évoquée depuis quelques années en implantologie, notamment dans les cas de mise en charge immédiate. Classiquement, dans ce type de réhabilitation implantaire, il faut réaliser une prothèse provisoire dans les 72 heures suivant la chirurgie. Le succès de cette technique dépend en partie de la réalisation d'une prothèse immédiate qui répartit les forces occlusales de manière équilibrée sur les implants.

Pour limiter les erreurs liées à la prise de l'empreinte de situation, certains auteurs ont évoqué la possibilité de souder au pilier implantaire une barre de titane, qui est au préalable ajustée à l'implant avec une pince afin d'avoir un contact passif. Cette barre est ensuite soudée à l'aide d'une soudeuse intra-orale à arc électrique (Figure 36).



*Figure 36: photographie d'une soudeuse intra-orale [60]*

## VII.2 Données actuelles sur le soudage LASER en implantologie

Pendant de nombreuses années, les LASERS Nd :YAG présents dans les laboratoires dentaires étaient extrêmement chers et volumineux, rendant impossible leur utilisation au cabinet. Mais récemment, grâce à la miniaturisation et la démocratisation du LASER au sein du cabinet, certains auteurs ont proposé d'utiliser le LASER Nd :YAG pour réaliser des soudures métalliques directement en bouche [61].

## VII.3 Exemples d'utilisation du soudage LASER en implantologie

### VII.3.1 Mise en charge immédiate d'une prothèse complète implanto-stabilisée

Comme vu précédemment, lors de la mise en charge immédiate, la réalisation d'une armature grâce à la liaison des piliers à une barre de titane directement en bouche présente un intérêt pour limiter les mouvements de la prothèse.

La plupart du temps, une soudeuse intra-orale à arc électrique est utilisée.

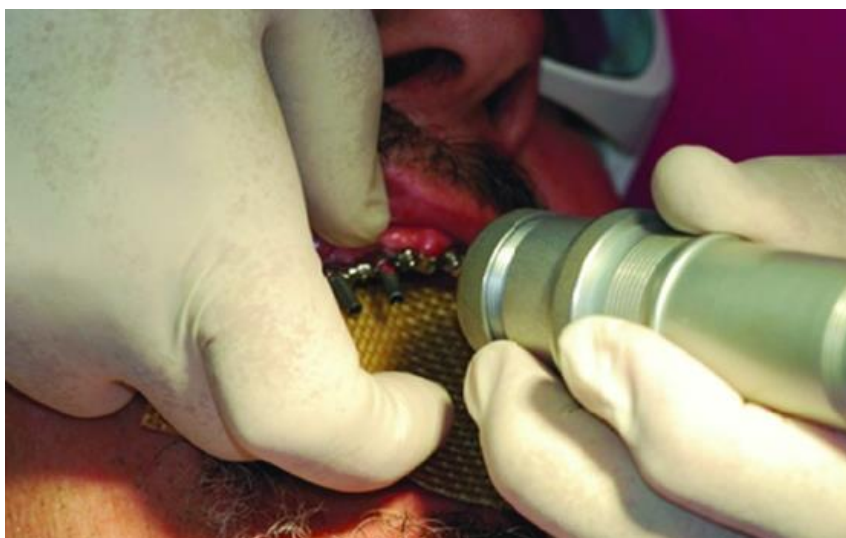
Le Dr Fornaini propose d'utiliser le LASER pour souder l'ensemble des piliers à cette barre. Effectivement, le LASER permet de réaliser des soudures avec ou sans ajout de métaux, il est d'une grande précision, et il n'est pas contre-indiqué chez le patient porteur de pacemaker, contrairement à la soudeuse à arc électrique [62].

Le cas clinique suivant publié par le Dr Fornaini concerne une pose de 4 implants maxillaires suivie d'une mise en charge immédiate à l'aide d'une prothèse amovible complète. Une barre est réalisée au préalable par le laboratoire en même temps que le guide chirurgical (Figure 37).



*Figure 37: photographie de la mise en place de la barre en titane sur les piliers [62]*

Les 4 implants sont posés, les 4 piliers sont vissés et la barre est glissée autour des piliers. Elle est directement soudée au pilier grâce à un LASER Nd : YAG à forte puissance (Figure 38). Les piliers sont ensuite démontés et les soudures sont renforcées au LASER en extra-buccal puis les piliers sont sectionnés à l'aide d'un disque et la barre est polie pour être incluse dans la prothèse (Figure 39) .



*Figure 38: photographie de la soudure LASER [62]*



*Figure 39: photographie du meulage et polissage de la barre après soudure [62]*

Enfin, la barre est vissée sur les implants, puis elle est incluse dans la prothèse provisoire à l'aide d'une résine (Figure 40), il faut faire attention à bien protéger les entrées des piliers pour pouvoir dévisser la prothèse. Une fois la résine prise, les finitions sont effectuées hors bouche.



*Figure 40: photographie de la mise place de la barre dans la prothèse [62]*

### VII.3.2 Soudure d'armature de bridge

Lors de la réalisation d'un bridge de grande étendue, on peut, lors de l'essayage, se rendre compte d'une bascule. Il faut à ce moment vérifier l'intrados prothétique à l'aide d'un élastomère de basse viscosité mais également l'ajustage. Si l'intrados et l'ajustage sont corrects, on peut envisager la section du bridge et la réalisation d'une clé de brasure pour souder l'armature au laboratoire.

Avec le LASER, on peut réaliser cette soudure directement en bouche, avec pour avantages une grande précision, une facilité de mise en place et une limitation du risque d'erreur de repositionnement.

Dans le cas clinique suivant un bridge maxillaire de grande étendue présente une bascule, qui nécessite de sectionner l'armature et de réaliser une soudure.

Dans un premier temps, le bridge est sectionné à l'aide d'un disque, les 2 fragments du bridge sont essayés en bouche, et on vérifie l'absence de bascule (Figure 41).



*Figure 41: photographie du bridge sectionné en bouche [61]*

Une fois l'essayage validé, la soudure est réalisée en bouche avec un LASER Nd : YAG, un masque de protection est réalisé sur mesure avec un silicone pour limiter les projections de métal sur la muqueuse (Figure 42).



*Figure 42: photographie de la soudure au LASER Nd:YAG du bridge [61]*

Le bridge soudé (Figure 43) est alors renvoyé au laboratoire pour réaliser la réparation de la céramique.



*Figure 43: photographie du bridge soudé [61]*

Une fois le bridge récupéré du laboratoire, il est essayé et scellé provisoirement pendant 3 mois (Figure 44) le temps de s'occuper de l'espace inter-incisif mandibulaire qui sera fermé avec de l'orthodontie.



*Figure 44: photographie du bridge d'usage [61]*

## VII.4 Perspectives

La soudure LASER intra-orale est une technique récente qui permet de souder les métaux utilisés dans le domaine dentaire, avec ou sans ajout de métaux.

Contrairement aux brasures conventionnelles qui utilisent des métaux avec un point de fusion plus faible, la soudure au LASER permet de lier les métaux mères entre eux, en minimisant le risque d'oxydation.

Selon les dernières études, la qualité de la soudure semble identique entre une soudure faite au LASER Nd :YAG au cabinet et une soudure faite au laboratoire avec le même type de LASER [59].

Cette technologie permet de faciliter certaines étapes prothétiques. Elle offre une grande précision ce qui permet de travailler à proximité de structure en céramique et en résine sans les endommager. La zone affectée par la chaleur est faible, ce qui limite la déformation des pièces à souder et limite le risque biologique [61].

Cependant, cette technologie reste encore trop peu étudiée pour la généraliser dans l'ensemble des cabinets. Des études supplémentaires sont nécessaires notamment concernant les risques biologiques, la qualité des soudures, les risques éventuels pour le patient.

Si les études confirment l'intérêt et l'efficacité de cette technique, on peut supposer que les constructeurs de LASER adapteront leur technologie à la soudure intra-orale avec la mise en place de paramètres préprogrammés.

## VIII Conclusion

Le LASER est un outil qui se démocratise dans les cabinets. Il présente de nombreux intérêts pour l'omnipratique. Pourtant, ses applications et possibilités demeurent assez méconnues par certains praticiens.

Le LASER s'avère être une aide efficace qui vient en complément des méthodes traditionnelles.

Dans le cadre de la prothèse fixée et amovible, le LASER va venir simplifier de nombreuses procédures et permettre au praticien de gagner en sérénité et en confort de travail.

En prothèse fixée, dans la gestion de l'enregistrement de la limite de préparation, il diminue le saignement et améliore ainsi la prise d'empreinte. Il permet la réalisation d'élongations coronaires sans lambeaux, et facilite la dépose des facettes.

Dans le domaine de la prothèse amovible, c'est un outil qui va permettre de réaliser des chirurgies de manière précises, avec un saignement et des douleurs post-opératoires minimales.

Les recherches sur l'usage du LASER dans le domaine dentaire se multiplient et de nouvelles approches, comme la soudure LASER par exemple, devraient augmenter ses champs d'applications dans les années à venir. Cependant, de nombreuses études rigoureuses sont encore nécessaires pour établir des niveaux de preuves solides pour chaque application.

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

|                                                                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 1: MASER à l'ammoniac d'une horloge atomique [5] .....                                                                    | 3  |
| Figure 2: Théodore Maiman et son LASER [7] .....                                                                                 | 4  |
| Figure 3: extrait de la publication de Goldman de 1964 [8] .....                                                                 | 5  |
| Figure 4: onde électromagnétique [9] .....                                                                                       | 6  |
| Figure 5: spectre électromagnétique [9] .....                                                                                    | 7  |
| Figure 6: schéma récapitulatif des propriétés de la lumière [11] .....                                                           | 8  |
| Figure 7: schéma d'un atome [13] .....                                                                                           | 9  |
| Figure 8: schéma du phénomène d'absorption [14] .....                                                                            | 10 |
| Figure 9: schéma du phénomène d'émission spontanée [14] .....                                                                    | 10 |
| Figure 10: schéma du phénomène d'émission stimulée [14] .....                                                                    | 11 |
| Figure 11: schéma d'un LASER [14] .....                                                                                          | 12 |
| Figure 12: schéma des interactions LASER-tissus inspiré de [16,17] .....                                                         | 14 |
| Figure 13: schéma des modes d'émission du LASER [11] .....                                                                       | 19 |
| Figure 14: écran de réglage du LASER diode LX 16 de Woodpecker® (illustration<br>personnelle) .....                              | 21 |
| Figure 15: photographie des lunettes de protections d'un LASER diode (illustration<br>personnelle) .....                         | 23 |
| Figure 16: photographie de la signalisation LASER [23] .....                                                                     | 24 |
| Figure 17: le laser XPulse 2 de Fotona [24] .....                                                                                | 26 |
| Figure 18: le laser Lumix de Fisioline [24] .....                                                                                | 27 |
| Figure 19: le laser LiteTouch de Syneron Dental [24] .....                                                                       | 28 |
| Figure 20: le laser CO2 Super Pulse de Dental Implant [24] .....                                                                 | 29 |
| Figure 21: photographie de l'accès aux limites de 2 dents préparées [27] .....                                                   | 31 |
| Figure 22: photographies d'une prise d'empreinte lors d'une éviction gingivale [30] .....                                        | 32 |
| Figure 23: photographie de cordonnets mis en place dans le sulcus [29] .....                                                     | 33 |
| Figure 24: photographie d'une éviction gingivale au laser [29] .....                                                             | 34 |
| Figure 25: photographie et radiographie retro-alvéolaire du cas initial [33] .....                                               | 38 |
| Figure 26: photographie de l'utilisation du LASER [33] .....                                                                     | 39 |
| Figure 27: radiographies pré-opératoire à gauche et post-opératoire à droite [33] .....                                          | 39 |
| Figure 28: photographie d'un traitement LASER d'une couronne en céramique [42] .....                                             | 43 |
| Figure 29: photographie de l'utilisation du LASER pour la dépose d'une facette [49] .....                                        | 46 |
| Figure 30: photographie du cas initial [51] .....                                                                                | 48 |
| Figure 31: photographies du site opératoire à la fin de l'intervention à gauche et de la<br>prothèse rebasée à droite [51] ..... | 49 |
| Figure 32: photographie de la zone opératoire à 4 semaines [51] .....                                                            | 50 |
| Figure 33: capture d'écran d'une vidéo du Dr F.Baudot réalisant une intervention au LASER<br>Er:YAG [52] .....                   | 51 |
| Figure 34: photographie d'une frénectomie au LASER [53] .....                                                                    | 51 |
| Figure 35: photographie de la mise en place d'un matériau de rebasage souple [54] .....                                          | 52 |
| Figure 36: photographie d'une soudeuse intra-orale [60] .....                                                                    | 54 |
| Figure 37: photographie de la mise en place de la barre en titane sur les piliers [62] .....                                     | 56 |
| Figure 38: photographie de la soudure LASER [62] .....                                                                           | 56 |
| Figure 39: photographie du meulage et polissage de la barre après soudure [62] .....                                             | 57 |

|                                                                                 |    |
|---------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figure 40: photographie de la mise place de la barre dans la prothèse [62]..... | 57 |
| Figure 41: photographie du bridge sectionné en bouche [61].....                 | 58 |
| Figure 42: photographie de la soudure au LASER Nd:YAG du bridge [61] .....      | 59 |
| Figure 43: photographie du bridge soudé [61] .....                              | 59 |
| Figure 44: photographie du bridge d'usage [61].....                             | 60 |

## TABLE DES TABLEAUX

|                                                                                                                             |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tableau 1: classification du LASER selon ses risques [21] .....                                                             | 22 |
| Tableau 2: réglage du LASER diode « SIROLaser ADVANCE » pour une éviction gingivale [30].....                               | 34 |
| Tableau 3: exemple de réglage d'un LASER Er, Cr : YSGG pour un traitement de surface des céramiques avant collage [39]..... | 43 |
| Tableau 4: exemple de réglage d'un LASER CO <sub>2</sub> pour la chirurgie .....                                            | 49 |
| Tableau 5: exemple de réglage d'un LASER Er:YAG pour le traitement surface de l'intrados prothétique [56] .....             | 53 |

## BIBLIOGRAPHIE

1. Rey G. Utilisation des lasers en endodontie: principes physiques et protocoles opératoires. Paris: Edition CdP; 2014. 162 p. (JPIO).
2. Stroumza JM. Apport des lasers en odontologie. Actual Odonto-Stomatol. 2015;272:2-14.
3. Stabholz A, Mor C, Sahar-Helft S. Utilisation du Er:YAG laser en endodontie. Revue d'Odonto-Stomatologie. 2004;33:163-74.
4. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. British Dental Journal. janv 2007;202(1):21-31.
5. ORTF. Le maser à ammoniac au Laboratoire de l'horloge atomique-Reportage du 09/1962 [Internet]. 2006 [cité 25 juill 2021]. Disponible sur: <https://enseignants.lumni.fr/fiche-media/00000000624/le-maser-a-ammoniac-au-laboratoire-de-l-horloge-atomique.html>
6. Maiman TH. Stimulated Optical Radiation in Ruby. Nature. 1960;187(4736):493-4.
7. Alchetron.com [Internet]. Alchetron.com. 2021 [cité 2 mars 2022]. Disponible sur: <https://alchetron.com/Theodore-Harold-Maiman>
8. Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the Laser on Dental Caries. Nature. 1964;203(4943):417-417.
9. Ziane-Casenave S, Hein V, Pannerec V, Devillard R, Bertrand C. Les lasers en odontologie. Médecine buccale. 2021;13:1-14.
10. Sulieman M. An overview of the use of lasers in general dental practice: 1. Laser physics and tissue interactions. Dent Update. 2005;32(4):228-36.
11. Franck P, Henderson PW, Rothaus KO. Basics of Lasers: History, Physics, and Clinical Applications. Clin Plast Surg. 2016;43(3):505-13.
12. Patil UA, Dhami LD. Overview of lasers. Indian J Plast Surg. 2008;41(Suppl):S101-13.
13. Giammarile F, Scheiber C, Crut A, Pailler-Mattei C. UE 3a - Organisation des appareils et des systèmes - COURS: Bases physiques des méthodes d'exploration. Lyon: Elsevier Masson; 2012. 494 p.
14. Dangoisse D, Hennequin D, Zehnlé V. Les lasers : cours et exercice corrigés. 3<sup>e</sup> éd. Dunod; 2013. 347 p.
15. Schwob C, Julien L. Le laser : principe de fonctionnement. Reflets phys. 2010;21:12-6.
16. Ansari M, Mohajerani E. Mechanisms of Laser-Tissue Interaction: I. Optical Properties of Tissue. Journal of Lasers in Medical Sciences. 2011;2:119-25.

17. Mordon S. Lasers thérapeutiques : bases fondamentales – Différentes sources de lumière disponibles, photothermolyse fractionnée. *Cosmétologie et Dermatologie esthétique*. 2021;21:1-15.
18. Moor RD, Nammour S, Vanbelle G, Van Nuijs T. Laser (1er partie). *Revue Belge de Médecine Dentaire*. 2009;64/2:60-80.
19. Goure J. L'optique dans les instruments : Applications à la médecine et à la biologie. Paris: Lavoisier; 2013. 274 p.
20. Rives C, Lopez J, Devillard R. Comprendre les bases du laser pour plus de sécurité. *Information Dentaire*. 2016;36:4-12.
21. Servent J, Moureaux P. Rayonnements lasers - Principe, application, risque et maîtrise du risque d'exposition. INRS. 2018.
22. Parker S. Laser regulation and safety in general dental practice. *Br Dent J*. 2007;202(9):523-32.
23. INRS [Internet]. 2021 [cité 26 juill 2021]. Disponible sur: <https://www.inrs.fr/risques/rayonnements-optiques/rayonnement-laser.html>
24. Medicaexpo [Internet]. [cité 13 mai 2022]. Disponible sur: <https://www.medicaexpo.fr/fabricant-medical/laser-2333.html>
25. Diaci J, Gaspirc B. Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *LAHA : journal of the Laser and Health Academy*. 2012;1:13.
26. Baharav H, Kupersmidt I, Laufer BZ, Cardash HS. The effect of sulcular width on the linear accuracy of impression materials in the presence of an undercut. *Int J Prosthodont*. 2004;17(5):585-9.
27. Prasanna GSR, Reddy K, Kumar RKN, Shivaprakash S. Evaluation of efficacy of different gingival displacement materials on gingival sulcus width. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(2):217-21.
28. Van As G. Crown troughing with the 810 nm diode laser. *Laser*. 2012;3:34-7.
29. Tao X, Yao JW, Wang HL, Huang C. Comparison of Gingival Troughing by Laser and Retraction Cord. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018;38(4):527-32.
30. Marsch A. Use of a Diode Laser for Gingival Troughing in Conservative and Prosthetic Dentistry. *LASER*. 2013;3:30-1.
31. Kina JR, Dos Santos PH, Kina EFU, Suzuki TYU, Dos Santos PL. Periodontal and prosthetic biologic considerations to restore biological width in posterior teeth. *J Craniofac Surg*. 2011;22(5):1913-6.
32. Fremont M, Antezack A, Sabatier A, Moreau A. Chirurgie pré-prothétique. *Médecine buccale*. 2020;13:1-15.

33. Lowe RA. Clinical use of the Er,Cr: YSGG laser for osseous crown lengthening: redefining the standard of care. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2006;18(4):S2-9; quiz S13.
34. Baudot F. Le laser Er:YAG, un outil mini-invasif : applications cliniques en parodontie. *Réalités Cliniques*. 2019;30(1):33-44.
35. Dundar B, Guzel KG. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci*. 2011;26(6):777-82.
36. Hilton TJ. Critical appraisal. Adhesion to laser-prepared tooth structure. *J Esthet Restor Dent*. 2006;18(6):370-5.
37. Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *Dental Materials*. 2007;23(5):570-8.
38. Llerena-Icochea AE, Costa RM, Borges A, Bombonatti J, Furuse AY. Bonding Polycrystalline Zirconia With 10-MDP-containing Adhesives. *Oper Dent*. 2017;42(3):335-41.
39. Da Silveira BL, Paglia A, Burnett LH, Arai Shinkai RS, Eduardo CDP, Spohr AM. Micro-Tensile Bond Strength Between a Resin Cement and an Aluminous Ceramic Treated with Nd:YAG Laser, Rocatec System, or Aluminum Oxide Sandblasting. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2005;23(6):543-8.
40. de Paula Eduardo C, Bello-Silva MS, Moretto SG, Cesar PF, de Freitas PM. Microtensile bond strength of composite resin to glass-infiltrated alumina composite conditioned with Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Med Sci*. 1 janv 2012;27(1):7-14.
41. Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2000;18(6):377-9.
42. Ramalho KM, de Freitas PM, Correa-Aranha AC, Bello-Silva MS, Lopes RM da G, Eduardo C de P. Lasers in Esthetic Dentistry: Soft Tissue Photobiomodulation, Hard Tissue Decontamination, and Ceramics Conditioning. *Case Reports in Dentistry*. 2014;14:6.
43. Zakrzewski W, Dobrzynski M, Kuropka P, Matys J, Malecka M, Kiryk J, et al. Removal of Composite Restoration from the Root Surface in the Cervical Region Using Er: YAG Laser and Drill-In Vitro Study. *Materials (Basel)*. 2020;13(13):E3027.
44. Tantbirojn D, Walinski CJ, Ross JA, Taylor CR, Versluis A. Composite removal by means of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser compared with rotary instruments. *J Am Dent Assoc*. 2019;150(12):1040-7.
45. Ghazanfari R, Azimi N, Nokhbatolfoghahaei H, Alikhasi M. Laser Aided Ceramic Restoration Removal: A Comprehensive Review. *J Lasers Med Sci*. 2019;10(2):86-91.

46. Kellesarian SV, Ros Malignaggi V, Aldosary KM, Javed F. Laser-assisted removal of all ceramic fixed dental prostheses: A comprehensive review. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(3):216-22.
47. Barros J, Patel SA, Miller MB. Atraumatic removal of a zirconia-framework fixed partial denture using an Er,Cr:YSGG laser: a case report. *Gen Dent*. 2021;69(6):46-9.
48. Rechmann P, Buu NCH, Rechmann BMT, Finzen FC. Laser all-ceramic crown removal—a laboratory proof-of-principle study—Phase 2 crown debonding time. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2014;46(8):636-43.
49. Kursoglu P, Gursoy H. Removal of fractured laminate veneers with Er:YAG laser: report of two cases. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(1):41-3.
50. Kesler G. Clinical applications of lasers during removable prosthetic reconstruction. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4):963-9.
51. Nammour S, Gerges E, Bou Tayeh R, Zeinoun T. Oral crest lengthening for increasing removable denture retention by means of CO2 laser. *ScientificWorldJournal*. 2014;14:738643.
52. Baudot F. Approfondissement Vestibulaire au Laser Er-Yag [Internet]. 2016 [cité 19 févr 2022]. Disponible sur: <https://vimeo.com/187166023>
53. Kovacevska G, Tomov G, Baychev P, Kovacevski A, Andreevska V. Er:YAG Laser Assisted Vestibuloplasty: A Case Report. *Journal of Surgery*. 2014;1(4):59.
54. Corroy ASV, March PD, Corne P, Hirtz P. Rebasages directs en prothèse amovible : indications, matériaux utilisés et mise en œuvre. *Stratégie prothétique*. 2016;16:353-36.
55. Lawrence J, Li L. Modification of the wettability characteristics of polymethyl methacrylate (PMMA) by means of CO2, Nd:YAG, excimer and high power diode laser radiation. *Materials Science and Engineering: A*. 2001;303:142-9.
56. Tugut F, Akin H, Mutaf B, Akin GE, Ozdemir AK. Strength of the bond between a silicone lining material and denture resin after Er:YAG laser treatments with different pulse durations and levels of energy. *Lasers Med Sci*. 2012;27(2):281-5.
57. Muddugangadhar BC, Mawani DP, Das A, Mukhopadhyay A. Bond strength of soft liners to denture base resins and the influence of different surface treatments and thermocycling: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2020;123(6):800-6.
58. Kumari VV, Nadiger RK, Aldhuwayhi S, Shaikh SA, Joseph AM, Mustafa MZ. Evaluation of Tensile Bonding Strength of Permanent Soft Relining Material to Denture Base Acrylic Resin after Erbium:Yttrium- Aluminum-Garnet Laser Treatment - An in vitro Study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2021;13:660-3.
59. Fornaini C, Passaretti F, Villa E, Rocca JP, Merigo E, Vescovi P, et al. Intraoral laser welding: ultrastructural and mechanical analysis to compare laboratory laser and dental laser. *Lasers Med Sci*. 2011;26(4):415-20.

60. Jigyasa G, Pankaj D. Intraoral welding: a concept of immediate rehabilitation of edentulous arches. JPID. janv 2020;3:83-7.
61. Fornaini C, Vescovi P, Merigo E, Rocca JP, Mahler P, Bertrand C, et al. Intraoral metal laser welding: a case report. Lasers Med Sci. 2010;25(2):303-7.
62. Fornaini C, Merigo E, Cernavin I, Lòpez de Castro G, Vescovi P. Intraoral Laser Welding (ILW) in Implant Prosthetic Dentistry: Case Report. Case Rep Dent. 2012;12:839141.

Principes et applications du LASER en odontologie prothétique / **Martin VARLET.** - p. 70: ill. 44 ; réf. 62.

**Domaines** : Prothèse, Chirurgie

**Mots clés Libres** : LASER, Prothèse, Chirurgie

**Mots clés FMeSH** : Odontologie, Thérapie laser, Lasers à solide, Coagulation par laser

#### Résumé de la thèse en français

La technologie LASER est une technologie récente découverte en 1960 par Théodore Maiman. Elle fait son entrée dans le domaine médical puis odontologique dans les années 90. Depuis, elle est de plus en plus présente dans les publications dans le domaine dentaire mais également au sein des cabinets avec un coût de l'équipement qui diminue au fil du temps.

La complexité du LASER réside dans les nombreuses longueurs d'onde disponibles avec des indications différentes selon celles-ci. Le praticien qui s'équipe d'un LASER peut être perdu devant la multitude de longueurs d'onde et d'applications possibles, les plus connues étant la chirurgie, l'endodontie et la parodontie. Mais il existe dans le cadre de la prothèse des indications utiles, comme l'aide à l'enregistrement de la limite de préparation lors de prise d'empreinte, l'élongation coronaire, la dépose de reconstitutions collées, les chirurgies pré-prothétiques et même la soudure LASER intra-orale.

L'objectif de cette thèse est de proposer une synthèse des différentes applications du LASER en prothèse fixée ainsi qu'en prothèse amovible.

#### **JURY :**

Président : Monsieur le Professeur Behin

Assesseurs : Monsieur le Docteur Mayer

Monsieur le Docteur Vandomme

Monsieur le Docteur Hamouch